

Streulicht im Auge

Christian Ucke

1973



1. Berichterstatter: Prof. Dr. E. Hartmann
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Dr.h.c. H. Schober

Tag der mündlichen Prüfung:

21. 12. 1973

INHALTSVERZEICHNIS

=====

Seite

<u>1</u>	<u>Einführung</u>	1
1.1	Grundsätzliches zur Messung von Streulicht	2
1.2	Begriffliche Klarstellungen	5
1.3	Ergebnisse früherer Messungen	9
1.4	Ursachen des Streulichts im Auge	13
1.4.1	Diasklerales Licht	14
1.4.2	Beugung an der Pupille	14
1.4.3	Doppelreflexion an brechenden Grenzflächen	15
1.4.4	Reflexion an der Retina	16
1.4.5	Streuung in der Retina	18
1.4.6	Fluoreszenz	19
1.4.7	Streuung in den transparenten Augenmedien	20
1.4.7.1	Cornea	21
1.4.7.2	Kammerwasser	22
1.4.7.3	Linse	23
1.4.7.4	Glaskörper	24
1.5	Transmission und Streulicht der Augenmedien	25
1.6	Psychophysische Messungen (Blendung)	28
<u>2</u>	<u>Messung mit enukleierten Tieraugen</u>	32
2.1	Abmessungen der Augen	34
<u>3</u>	<u>Meßapparatur</u>	36
3.1	Apertur der Lichtleiter	39
3.2	Messung bei kleinen Winkeln	40
3.3	Fehlerbetrachtung	42
3.3.1	Einfluß apparativer Parameter	44
3.4	Zur Statistik der Auswertung	46
<u>4</u>	<u>Streulichtmeßergebnisse und Diskussion</u>	48
4.1	Einfluß des Augeninnendrucks	48
4.2	Einfluß der Tränenflüssigkeit und einer Kontaktlinse	49
4.3	Einfluß der Refraktion	50
4.4	Rotationssymmetrie der Augen	51
4.5	Winkelabhängigkeit des Streulichts	52
4.6	Wellenlängenabhängigkeit	56
4.7	Anteile der Medien am Streuprozeß	61
4.8	Streulicht bei extrafovealer Registrierung	62
4.9	Streulicht bei Katarakten	63
<u>5</u>	<u>Deutung der physiologischen Blendung</u>	68
<u>6</u>	<u>Ergänzung</u>	72
<u>7</u>	<u>Zusammenfassung</u>	75
<u>8</u>	<u>Literatur</u>	76
<u>9</u>	<u>Lebenslauf</u>	79

Folgenden Personen und Institutionen möchte ich danken:

Herrn Prof. Dr.Dr.Dr.h.c. H. Schober für die Möglichkeit und die Hilfe, im Institut für medizinische Optik arbeiten zu können

Herrn Prof. Dr. E. Hartmann für die Unterstützung und Beratung während der Durchführung dieser Arbeit

der Werkstatt des Institutes - insbesondere Herrn Fichtler - für die Fertigstellung der Meßapparatur

der Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen (AIF), die diese Untersuchung finanzierte

der Bundesregierung Deutschland, die mir über die Universität München ein Graduiertenstipendium gewährte

dem städtischen Schlachthof München, über den ich die enukleierten Tieraugen erhielt

hilfreichen Kollegen der veterinärmedizinischen Fakultät der Universität München, die mir ebenfalls enukleierte Tieraugen zukommen ließen

allen Kollegen in und außerhalb des Institutes, mit denen ich über Probleme diskutieren konnte.

1 Einleitung und Hinführung zum Thema

HELMHOLTZ schreibt 1852 in den Poggendorfschen Annalen:

"In der That bemerkt man, wenn man ein intensives Licht vor einem ganz dunklen Grunde betrachtet, den Grund mit einem nebeligen weissen Scheine übergossen, der in der Nähe des Lichts am hellsten ist. Sowie man das Licht verdeckt, erscheint der umgebende Grund in seiner natürlichen Schwärze. Ich glaube diese Erscheinung durch zerstreutes Licht erklären zu müssen!"

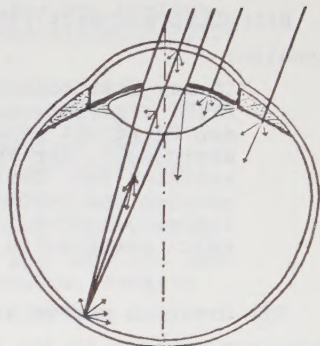
Die Ursachen dieser von HELMHOLTZ beobachteten Erscheinung wurden in der Folgezeit sowohl von Physikern, als auch von Physiologen und Psychologen intensiv untersucht und diskutiert. Es hängen nämlich physikalische Ursachen - die Zerstreuung des Lichts in den Augenmedien - zusammen mit physiologisch-psychologischen Phänomenen wie z.B. Blendung durch eine Lichtquelle. Forschungen in diesem Gebiet können daher auch unmittelbares praktisches Interesse z.B. für Blendung im Strassenverkehr besitzen. Auch für die Anpassung optischer Instrumente an die Eigenschaften des menschlichen Auges ist eine Streulichtbestimmung von Bedeutung.

Streulicht hat im allgemeinen einen schädlichen Einfluß auf bilderzeugende Prozesse. Es ist besonders gewichtig, wenn z.B. die anzusehenden Objekte von einer viel geringeren Leuchtdichte als eine Streulicht erzeugende Lichtquelle in oder außerhalb des Gesichtsfeldes sind.

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der objektiven (physikalischen) Messung des in den Augenmedien entstehenden Streulichts. Mit den Ergebnissen wird versucht die (psychophysische) Blendung auf physikalische Ursachen zurückzuführen.

1.1 Grundsätzliches zur Messung des Streulichts

In Abb. 1 erkennt man schematisch einige Möglichkeiten der Streulichtentstehung im Auge. Das in und auf das Auge fallende Licht kann an den Augenmedien (Cornea, Linse usw.) gestreut, am Pupillenrand oder eingelagerten Teilchen (Fremdkörper) gebeugt werden, durch die Iris bzw. Sklera durchscheinen usw. Die Ursachen werden im einzelnen noch



quantitativ diskutiert (Kapitel 1.4). Prinzipiell ist dieses Streulicht unerwünscht, da es sich störend auf die

Bildqualität im Auge auswirkt. Praktisch läßt es sich nicht vermeiden, ja es wird sogar außerordentlich wichtig bei der Untersuchung der vorderen Augenmedien mittels der Spaltlampe (siehe Abb. 2), bei der man sich das seitwärts bzw. das zurückgestreute Licht zunutze macht.

Um für das folgende eine verbindliche Sprachregelung (Definition) zu schaffen, denken wir uns eine punktförmige Lichtquelle, die drehbar um einen Punkt in einem emmetropen Auge - etwa der Pupillenmitte - angeordnet sei.

Als Streulicht sei das Licht bezeichnet, was außerhalb eines gewissen Kreises um das Punktbild dieser Licht-

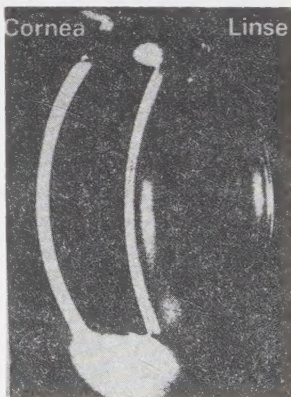


Abb. 2: Spaltlampenaufnahme eines menschlichen Auges (Ausschnitt). Zu erkennen sind die Cornea (links) und die Linse mit ihren Diskontinuitätszonen (rechts). (mit freundl. Genehmigung von ZEISS)

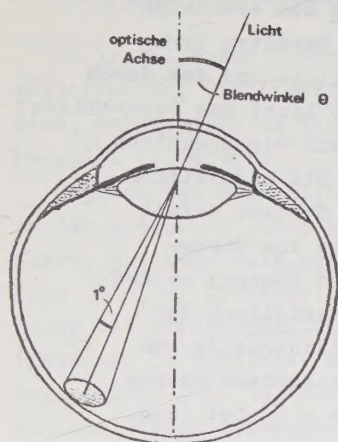


Abb. 3: Zur Definition von Streulicht (Näheres siehe Text).

quelle auf der Retina registriert werden kann. Der Kreis ist bestimmt durch den Schnittpunkt eines Kegels mit einem Öffnungswinkel von 2° mit der Retina. In Abb. 3 ist dieser Kreis schraffiert. Die Kegelspitze liege im Drehpunkt.

Das theoretisch ja auch im Glaskörper oder sonstwo (also nicht auf der Retina) vorhandene Streulicht interessiert hier nicht, obwohl es seine Bedeutung z.B. bei der Spaltlampe hat.

Der Winkel zwischen optischer Achse* des Auges und der Verbindungslinie Drehpunkt-Lichtquelle werde als Blendwinkel θ bezeichnet; der Name Blendwinkel kommt aus der Psychophysik. Schon an dieser Stelle sei darauf hingewiesen, daß man unter Blendwinkel bei psychophysischen Messungen an sich den Winkel zwischen Gesichtslinie (Sehachse) und der Verbindungslinie Lichtquelle-Drehpunkt versteht. Zwischen Gesichtslinie und optischer Achse des menschlichen Auges besteht ein Winkel von ca. 3° bis 5° . Es wird sich jedoch später zeigen, daß dieser Unterschied für Streulichtmessungen zu vernachlässigen ist.

Das Gleiche gilt für den Unterschied zwischen Knotenpunkt und Pupillenmitte. Dies ist für Winkelbeziehungen im Auge von Bedeutung.

Die eingeführte, wenn auch zugegebenermaßen enge Definition von Streulicht besitzt den Vorteil, meßtechnisch wirklich realisierbar und relevant zugleich zu sein.

* Die optische Achse ist beim natürlichen Auge nicht in Strenge definierbar, da die optischen Elemente nicht zentriert sind. Genähert gilt: Optische Achse = die vom Hornhautscheitel zum hinteren Augenpol gehende Achse. Auf dieser liegen angenähert die Pupillenmitte, Hauptpunkte und Knotenpunkte.

Sicherlich ist z.B. auch innerhalb des erwähnten Kreises Streulicht vorhanden, jedoch bereitet dort unter anderem die Trennung von Streulicht und dem durch geometrisch-optische Fehler bedingten Licht des Punktbildes Schwierigkeiten, die sowohl theoretisch wie praktisch noch nicht befriedigend gelöst sind. Die Modulationsübertragungsfunktion eines optischen Systems erfaßt beispielsweise die Summe der Einflüsse von Streulicht, geometrisch-optischen Fehlern und Beugung an der Pupille; sie kann Aussagen über die Verteilung der Lichtintensität des Bildes der Punktlichtquelle nur innerhalb des in Abb. 3 schraffierten Kreises machen, wobei üblicherweise der Blendwinkel $\theta = 0^\circ$ ist (d.h. foveale Messung).

1.2 Begriffliche Klarstellungen

Da im folgenden immer wieder von strahlungsphysikalischen und lichttechnischen Größe die Rede sein wird, seien diese an einem konkreten, später benötigten Beispiel erläutert.

Gegeben sei eine Lichtquelle in der optischen Achse eines Auges, die sehr weit weg sein möge. Von der Lichtquelle gelange der Strahlungsfluß ϕ_e (gemessen in Watt) auf das Auge (siehe Abb. 4). Die Frage lautet: Welche Bestrahlungsstärke herrscht dann im Bild der Lichtquelle auf der Retina?

Mit $\phi_{e\lambda}$ sei der spektrale Strahlungsfluß (gemessen in W/nm) der Lichtquelle bezeichnet. Das Suffix e bei einem Symbol soll immer eine strahlungsphysikalische Größe andeuten, λ sei jeweils die entsprechende spektrale Größe (gemäß DIN 5031). Es gilt offensichtlich:

$$\phi_e = \int \phi_{e\lambda} d\lambda$$

wobei über die in der Strahlung vorkommenden Wellenlängen zu integrieren ist; der Integrationsbereich braucht keineswegs mit dem Bereich der sichtbaren Wellenlängen übereinzustimmen.

Das Suffix r bei einer Größe soll andeuten, daß es sich um eine auf der Retina zu messende Größe handelt. ϕ_{er} ist also der die Retina erreichende

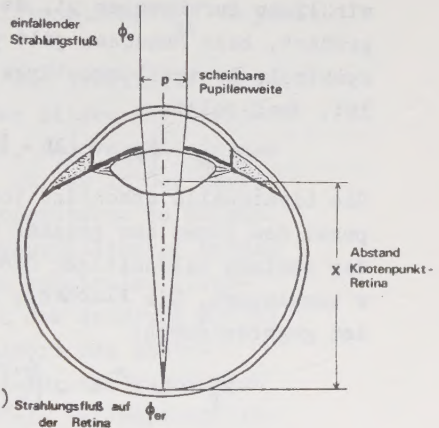


Abb.4: Zur Bedeutung der im Text verwendeten Begriffe.

Strahlungsfluß. Bezeichnet $\tau(\lambda)$ die spektrale Transmission des Auges, so gilt:

$$\phi_{er} = \int \phi_{e\lambda} \cdot \tau(\lambda) d\lambda \quad \text{bzw.} \quad \phi_{e\lambda r} = \phi_{e\lambda} \cdot \tau(\lambda)$$

Wenn p der scheinbare Pupillendurchmesser (der scheinbare Pupillendurchmesser ist größer als der wirkliche Durchmesser p' , da die Cornea die Pupille vergrößert, beim Menschen gilt $p = 1,13 p'$) und $E_{e\lambda}$ die spektrale Bestrahlungsstärke in der Ebene der Cornea ist, dann folgt:

$$\phi_{e\lambda r} = \phi_{e\lambda} \cdot \tau(\lambda) = E_{e\lambda} \cdot \frac{\pi}{4} p^2 \cdot \tau(\lambda)$$

Die Lichtquelle erscheine vom objektseitigen Knotenpunkt des Auges aus gesehen unter einem Raumwinkel ω ; der Abstand bildseitiger Knotenpunkt-Retina werde mit x bezeichnet. Die Flächender Lichtquelle auf der Retina ist gegeben durch:

$$F_r = \omega \cdot x^2 = \omega \cdot \left(\frac{f'}{n} \right)^2$$

mit f' = bildseitige Brennweite des Auges und n = Brechzahl des Glaskörpers.

Für die spektrale Bestrahlungsstärke $E_{e\lambda r}$ auf der Retina folgt damit:

$$\text{Formel (1)} \quad E_{e\lambda r} = \frac{\phi_{e\lambda r}}{F_r} = \frac{E_{e\lambda} \cdot \tau(\lambda) \frac{\pi}{4} \left(\frac{pn}{f'} \right)^2}{\omega} = L_{e\lambda} \cdot \tau(\lambda) \frac{\pi}{4} \left(\frac{p \cdot n}{f'} \right)^2$$

mit $L_{e\lambda}$ = spektrale Strahldichte der Lichtquelle.

Mit hinreichender Genauigkeit kann man auch schreiben, wobei τ eine mittlere Transmission bedeute:

$$\text{(Formel 1a)} \quad E_{er} = L_e \cdot \tau \cdot \frac{\pi}{4} \left(\frac{p \cdot n}{f'} \right)^2$$

Eine Reihe von Augenkonstanten beeinflussen also die Bestrahlungsstärke des Bildes der Lichtquelle auf der Retina.

Das Streulicht*, welches grob gesagt das Licht ist, welches außerhalb des geometrisch-optischen Bildes der Lichtquelle gemessen wird, ist durch den ins Auge gelangenden Strahlungsfluß ϕ_e bestimmt. Verdoppelt man die Strahldichte L_e einer Lichtquelle bei Halbierung ihrer Fläche, so bleibt der Strahlungsfluß gleich. Gemäß Formel (1a) wird aber die Bestrahlungsstärke E_{er} doppelt so groß.

Es wäre also wenig sinnvoll, das Streulicht im Verhältnis zur Bestrahlungsstärke des Bildes der Lichtquelle aufzutragen. Besser ist es, das Verhältnis zum einfallenden Strahlungsfluß bzw. zu der in der Ebene der Cornea herrschenden Bestrahlungsstärke zu nehmen.

Von den spektralen strahlungsphysikalischen Größen gelangt man zu den entsprechenden spektralen lichttechnischen Größen, indem man mit dem Ausdruck $K_m \cdot V(\lambda)$ multipliziert. K_m ist der Maximalwert des photometrischen Strahlungäquivalentes für das Tagessehen (= 680 lm/W), $V(\lambda)$ ist der spektrale Hellempfindlichkeitsgrad für das Tagessehen.

Es gilt dann etwa:

$$E_{\lambda r} = L_{el} \tau(\lambda) \frac{\pi}{4} \left(\frac{p \cdot n}{f} \right)^2 K_m \cdot V(\lambda)$$

Für die Beleuchtungsstärke E_r auf der Retina gilt

$$E_r = \frac{\pi}{4} \int_{380}^{780} L_{\lambda} \tau(\lambda) \left(\frac{p \cdot n}{f} \right)^2 d\lambda$$

mit $L_{\lambda} = L_{e\lambda} \cdot K_m \cdot V(\lambda)$.

Mißt man in spektralen Bereichen nicht zu großer Bandbreite (z.B. mit Interferenzfiltern), so unterscheiden sich spektrale strahlungsphysikalische und spektrale lichttechnische Größen nur durch den Faktor $K_m \cdot V(\lambda)$.

* Hier spräche man besser von Streustrahlung.

Ist darüberhinaus die strahlungsphysikalische Größe unabhängig von der Wellenlänge, dann unterscheiden sich strahlungsphysikalische und lichttechnische Größen durch den Faktor

$$K_m \cdot \int_{380}^{780} V(\lambda) d\lambda \quad .$$

Man kann in diesem Fall statt von Streustrahlung im Auge (z.B. bezogen auf den in der Ebene der Cornea herrschenden Strahlungsfluß) auch von Streulicht (bezogen auf den entsprechenden Lichtstrom) sprechen.

1.3 Ergebnisse früherer Messungen

Das im Vorangegangenen definierte Streulicht wurde - offenbar unabhängig voneinander - von RANKE (1954), von BOYNTON et al. (1954) und von DEMOTT et al. (1958) gemessen. Im wesentlichen wurden die Ergebnisse dazu benutzt um die physiologische Blendung (siehe Kap. 1.6) zu erklären. Die genannten Untersuchungen haben aber nur eine sehr beschränkte Aussagekraft, wie im folgenden ausgeführt werden soll. Zunächst werden in Abb. 5 die Ergebnisse präsentiert. RANKE und DEMOTT haben an enukleierten Tieraugen gemessen, BOYNTON auch an einem enukleierten menschlichen Auge. In Abb. 5 ist auf der Abszisse der Blendwinkel Θ , auf der Ordinate relative Beleuchtungsstärke jeweils logarithmisch aufgetragen. Die Beleuchtungsstärke stellt das am Ort der Fovea (bei Tieren area centralis) registrierte Streulicht dar. Die relativen Werte auf der Ordinate sind willkürlich, ebenso hat der Abstand der Ordinatenwerte der Geraden untereinander keine Bedeutung.

RANKE (1954) und BOYNTON (1954) unterscheiden nicht zwischen strahlungsphysikalischen und lichttechnischen Größen. Da sie überdies die Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts nicht gemessen haben, dürften sie streng genommen nicht von Beleuchtungsstärke reden, sondern nur von der im Hinblick auf die Charakteristik ihres Meßinstrumentes (nicht $V(\lambda)$ -angepaßte Photomultiplier) gewonnenen Streustrahlung. Wie jedoch DEMOTT (1958) in einer unsicheren Meßreihe und die vorliegende Arbeit in einer etwas begründeteren Form (Kapitel 4.6) gezeigt haben, besteht tatsächlich keine oder höchstens eine schwache Abhängigkeit des Streulichts von der Wellenlänge. Es erweist sich also - wenn auch erst nachträglich - als berechtigt, von Streulicht (bzw. relativer Beleuchtungsstärke) zu sprechen.

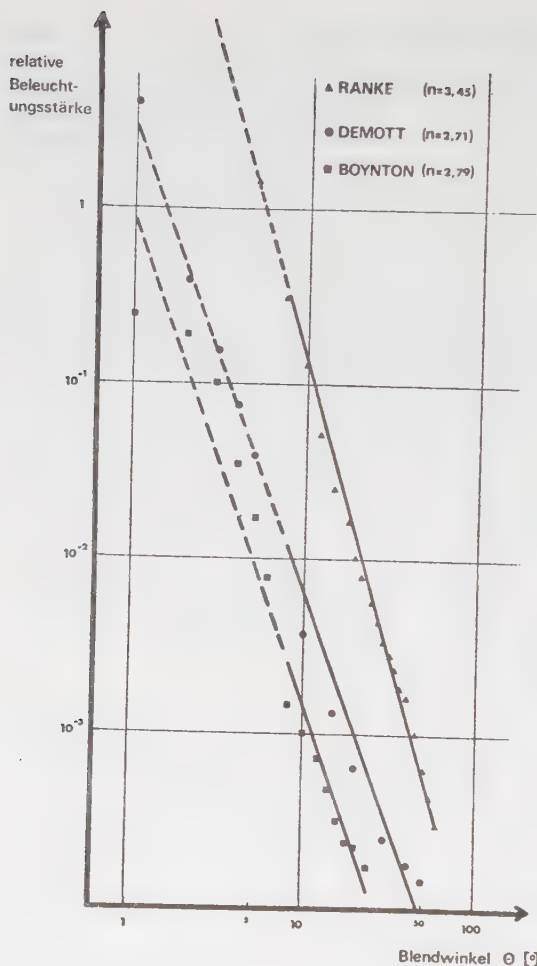


Abb.5: Die Ergebnisse der Streulichmessungen von BOYNTON (1954), RANKE (1954) und DEMOTT (1958). Aufgetragen ist das Streulicht (willkürlich in relativen Einheiten) als Funktion des Blendwinkels Θ in doppeltlogarithmischem Maßstab. Die Differenzen zwischen den Ordinatenwerten der Geraden haben keine Bedeutung. In Klammern hinter den Namen sind die Steigungen der Regressionsgerade durch die Meßwerte angegeben. Gestrichelte Teile der Geraden deuten auf unsichere Meßwerte hin.

Mit großer Genauigkeit lassen sich die Meßwerte in Abb. 5 durch eine Gerade (im doppelt-logarithmischen Maßstab) darstellen. Bedeutet S_1 das Streulicht, so gilt:

$$S_1 = a \cdot \theta^{-n} \quad (\text{bzw. } \log S_1 = \log a - n \cdot \log \theta)$$

a ist ein Proportionalitätsfaktor.

Der Exponent n besitzt die folgenden Werte:

RANKE	$2,5^\circ \leq \theta \leq 60^\circ$	$n = 3,45$
BOYNTON	$1^\circ \leq \theta \leq 24^\circ$	$n = 2,79$
DEMOTT	$1^\circ \leq \theta \leq 50^\circ$	$n = 2,71$

Um den Exponenten n zu ermitteln, wurde zu den logarithmierten Meßwerten die Regressionsgerade berechnet; die Steigung der Regressionsgeraden ist dann gleich dem Exponenten n .

Wenn im Folgenden die Rede von der Streulichtgeraden ist, so handelt es sich um die eben definierte Regressionsgerade im doppelt-logarithmischen Maßstab. Daß die Meßwerte durch die oben gewählte Darstellung beschrieben werden (und nicht durch eine e -Funktion), hat historische Gründe und dient zum bequemen Vergleich der früheren und gegenwärtigen Messungen.

Um einen optimalen Vergleich durchführen zu können, wäre es notwendig, die Messungen relativ zu dem ins Auge fallenden Lichtstrom aufzutragen. Dies ist in den Originaluntersuchungen jedoch außer bei BOYNTON (1954) nicht geschehen. Zum Vergleich mit den psychophysischen Blendmessungen läßt sich daher nur die Steigung der Streulichtgeraden heranziehen. BOYNTON erhält aufgrund einer Näherungsrechnung zehnmal mehr Streulicht, als zur Erklärung physiologischer Blendmessungen notwendig ist.

Im Bereich kleiner Blendwinkel ($\theta \leq 8^\circ$ bis 10°) sind alle Meßwerte der bisherigen Untersuchungen unsicher, da nämlich für die Messung mit einem Trepan die Augen am hinteren Pol geöffnet werden mußten. Dies schuf starke Fehlerquellen durch zusätzlich gestreutes Licht, wie die Autoren auch selbst bemerken.

Durch Strichelung der Geraden in Abb. 5 ist der Unsicherheitsbereich angedeutet.

Gerade die kleinen Blendwinkel sind aber von großem praktischen Interesse. Die vorliegende Arbeit konzentriert sich darauf, Streulicht im Winkelbereich $1^{\circ} \leq \theta \leq 20^{\circ}$ zu erfassen. Neue Technologien (Lichtleitfaser) haben hierzu den Weg geebnet.

1.4 Ursachen des Streulichts im Auge

Die Möglichkeiten der Streulichtentstehung im Auge sollen im Folgenden besprochen und quantitativ gegeneinander abgewogen werden. Dabei wird es sich um eine halbtheoretische-halbempirische Betrachtung handeln. Einerseits werden nämlich die empirischen Ergebnisse dieser und anderer Arbeiten schon an dieser Stelle benutzt, andererseits werden einfache Formeln für Beugung, Reflexion und Streuung von Licht verwendet.

Wie schon betont wurde, ist es günstig, das Streulicht auf den ins Auge gelangenden Strahlungsfluß (Lichtstrom) bzw. unter Angabe der scheinbaren Pupillenweite p auf die in der Ebene der Cornea herrschende Bestrahlungsstärke (Beleuchtungsstärke) zu beziehen. Wir wählen den zweiten Weg, um einen bequemen Vergleich mit den Formeln für die physiologische Blendung zu gewährleisten; diese arbeitet mit der in der Ebene der Cornea herrschenden Beleuchtungsstärke (genannt: Hornhautbeleuchtungsstärke E_H).

Die Betrachtungen werden für das menschliche Auge durchgeführt. Die Übertragbarkeit auf Tieraugen (wenigstens auf die in der vorliegenden Arbeit verwendeten) ist ohne Schwierigkeiten möglich und bringt im übrigen keine qualitativ oder quantitativ neuen Aspekte.

Zum Vergleich wird die Abb. 23 (Kap. 4.5) herangezogen. Aus ihr geht hervor, daß das Verhältnis der Beleuchtungsstärke auf der Retina E_r (gleich dem Streulicht) zur Hornhautbeleuchtungsstärke E_H bei Winkeln $\theta \leq 20^\circ$ und einer Pupillenweite $p = 3\text{mm}$ jedenfalls größer ist als

$$\frac{E_r}{E_H} \gg 2 \cdot 10^{-4}$$

1.4.1 Diasklerales Licht

Idealerweise sollte die Sklera eines Auges kein Licht hindurchlassen. Das Gleiche gilt auch für die Iris, die an dieser Stelle mitbehandelt werden soll. Etwas Licht gelangt aber doch durch und trägt zum Streulicht auf der Retina bei.

Da nach eigenen Messungen aber das Streulicht, welches durch die Pupille ($p = 3\text{mm}$) auf die Retina gelangt, bei Blendwinkeln $\theta \leq 20^\circ$ mindestens um den Faktor 100 größer als das durch die Sklera bzw. Iris dringende Licht ist, kann man den Beitrag des diaskleralen Lichts zum Streulicht vernachlässigen.

Erst bei größeren Blendwinkeln als 20° braucht dieser Anteil mitberücksichtigt zu werden.

Wird die Pupille größer, so wird der Anteil des durch die Iris dringenden Lichts im Vergleich zu dem durch die Pupille dringenden Streulicht noch kleiner.

1.4.2 Beugung an der Pupille

An der Pupille eines Auges findet wie an einer Lochblende Beugung statt. Rechnet man das durch Beugung entstehende Licht aus, welches unter einem Winkel von $\theta = 1^\circ$ zu registrieren wäre, so ergibt sich im Verhältnis zur Hornhautbeleuchtungsstärke E_H eine um den Faktor $2,5 \cdot 10^3$ geringere Beleuchtungsstärke, als nach Abb. 23 bei $\theta = 1^\circ$ als Streulicht tatsächlich gemessen wird. Für größere Winkel ergibt sich noch weniger (BORN WOLF 1970).

Damit ist Beugung an der Pupille ein ganz unbedeutender Faktor im Hinblick auf Streulichtentstehung im Auge.

1.4.3 Doppelreflexionen an brechenden Grenzflächen

Da im Auge mehrere brechende Grenzflächen vorhanden sind, kann eindringendes Licht - doppelt reflektiert - als schädliches Streulicht wieder auf die Retina gelangen. Um die Größenordnung abzuschätzen nehmen wir die im menschlichen Auge maximal brechenden Grenzflächen und berechnen deren Reflexion gemäß:

$$R = \left(\frac{n-1}{n+1} \right)^2$$

Die stärkstmögliche Reflexionsfolge ist die an der Linsenvorderfläche und zur Retina zurück an der Corneavorderfläche (Abb.6). Für die Reflexion eines einfallenden Parallelstrahls ergibt bei der Grenzfläche Vorderkammer-Linse:

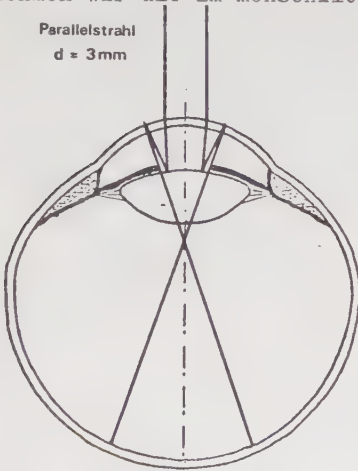


Abb.6: Das an der Linsenvorderfläche und Cornea auf die Retina reflektierte Licht eines einfallenden Parallelstrahls. (maßstabsgerechte Zeichnung)

$$R_{vl} = \left(\frac{1,41 - 1,336}{1,41 + 1,336} \right)^2 = 7,3 \cdot 10^{-4}$$

An der Grenzfläche Corneavorderfläche-Luft ergibt sich:

$$R_c = \left(\frac{1,376 - 1,0}{1,376 + 1,0} \right)^2 = 2,5 \cdot 10^{-2}$$

Berücksichtigen wir, daß das Licht ja im Auge zum Teil absorbiert wird und nehmen dafür einen Transmissionskoeffizienten von $\tau = 0,6$ an (siehe Kapitel 1.5), so ergibt sich:

$$R_{vl} \cdot R_c \cdot \tau = 1,44 \cdot 10^{-5}$$

Aus der maßstabsgerechten Abbildung 6 geht noch hervor, daß der Parallelstrahl durch die Mehrfachreflexionen aufgeweitet wird; die Fläche, die auf der Retina beleuchtet wird, ist etwa um den Faktor 10 größer als die Querschnittsfläche des Parallelstrahls. Dieser Faktor hängt allerdings sehr empfindlich von den Krümmungsradien von Linse und Cornea ab.

Insgesamt ergibt sich also als Verhältnis von auf der Retina vorhandener Beleuchtungsstärke zu in der Cornealebene vorhandenen Beleuchtungsstärke etwa $1,5 \cdot 10^{-6}$. Dieser Anteil zum Streulicht auf der Retina ist damit vernachlässigbar klein, denn das registrierte Streulicht ist beim Blendwinkel $\Theta = 20^\circ$ um den Faktor 100 stärker.

Weitere Doppelreflexionen, etwa an der Linsenhintersfläche und der Cornea sind noch schwächer und tragen noch weniger bei.

1.4.4 Reflexion an der Retina

Wir haben zwei Möglichkeiten zu berücksichtigen, wie an der Retina reflektiertes Licht wieder zur Retina zurück gelangen kann (Abb. 7a,b). Einerseits wird das Licht direkt von einem Retinaort zum anderen reflektiert, zum anderen wird es über brechende Grenzflächen (am stärksten an der Cornea) ins Auge reflektiert.

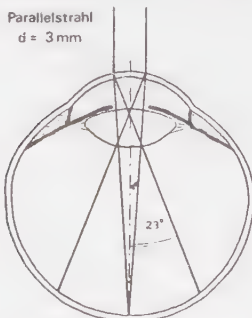


Abb. 7a: Das von der Retina zur Cornea und wieder zur Retina reflektierte Licht eines einfallenden Parallelstrahls. (maßstabsgerechte Zeichnung)

Betrachten wir zunächst den letzteren Fall. Nach BRINDLEY und WILLMER (1952) reflektiert die Retina im Bereich $400 \text{ nm} \leq \lambda \leq 600 \text{ nm}$ maximal 1% des einfallenden Lichts (Reflexionsfaktor $\rho \leq 0,01$). Aus der maßstabsgerechten Abb. 7a ergibt sich bei einer Pupillenweite von $p = 3 \text{ mm}$ eine

Beleuchtungsstärke E_r auf der Retina von:

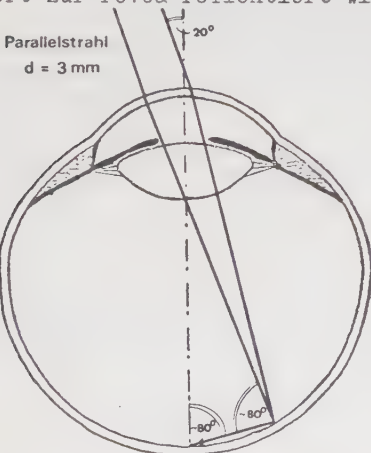
$$E_r = \vartheta \cdot \left(\frac{n-1}{n+1} \right)^2 \tau^2 \frac{\omega_1}{\omega_2} E_H = 0,01 \cdot 0,025 \cdot 0,36 \cdot \left(\frac{4}{23} \right)^2 \cdot E_H$$

$$= 2,7 \cdot 10^{-6} \cdot E_H$$

(τ = Transmission des Auges = 0,6; Brechzahl der Cornea $n = 1,376$; ω_1, ω_2 = Raumwinkel)

Diese Beleuchtungsstärke ist so gering, daß wir sie vernachlässigen können.

Der andere Fall, daß Licht direkt von einem Retina-ort zur Fovea reflektiert wird, liegt etwas komplizierter.



Die Reflexionsfaktoren der Retina bei schräger Abstrahlung sind nur annähernd bekannt. Nimmt man an, daß die Retina ein Lambertscher Strahler ist (für die Zwecke der Abschätzung ist das eine sehr ungünstige Annahme) so erhält man für das Verhältnis der Beleuchtungsstärken in der Fovea (E_f) und in der Cornea (E_H):

Abb. 7b: Das von einem Retina-ort zur Fovea reflektierte (gestreute) Licht eines schräg einfallenden Parallelstrahls. (maßstabsgerechte Zeichnung)

$$\frac{E_f}{E_H} = \frac{\vartheta \cdot \tau \left(\frac{p}{x} \right)^2}{16}$$

Hierbei bedeuten p die Pupillenweite, x der Abstand Knotenpunkt-Retina = 17 mm, ϑ der Reflexionsfaktor der Retina = 0,01 und τ die Transmission = 0,6. Setzt man alle diese Zahlenwerte ein, so folgt:

$$\frac{E_f}{E_H} \approx 10^{-5}$$

Dieser Anteil ist bei Einfallswinkeln von $\theta = 20^\circ$ gerade noch zu vernachlässigen; bei größeren Winkeln ist er zu berücksichtigen.

1.4.5 Streuung in der Retina

Es erscheint einleuchtend, daß das ins Auge und auf die Retina fallende Licht in der Retina selbst gestreut wird. Vor den eigentlichen Rezeptoren liegt ja der Blutversorgungsapparat und ein Teil der Informationsverarbeitung der Retina (siehe Abb. 8). Ausführlich

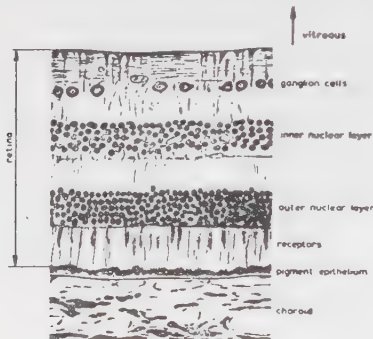


Abb.8: Querschnitt durch eine menschliche Retina.

beschäftigt sich VOS (1962) mit der Streuung des Lichts in der Retina selbst. Er gelangt aber zum Schluß, daß aufgrund mangelnder Messungen und unsicherer Parameter eine quantitative Abschätzung vorläufig nicht möglich ist.

Eine Plausibilitätsbetrachtung zeigt, daß das in der Retina selbst erzeugte Streulicht nur bei kleinen Blendwinkeln ($\theta \leq 1^\circ$ bis 2°) von Bedeutung sein kann. Die gesamte Retina ist zwischen 60 bis 120 μ dick. Einem Blendwinkel von 1° entspricht auf der Retina schon eine Strecke von ca. 300 μ . Eine Fortleitung des Lichts in der Retina über Strecken größer als 300 μ erscheint nicht sehr wahrscheinlich.

In der vorliegenden Arbeit konnte außerdem aus rein meßtechnischen Gründen dieser Anteil nicht erfaßt werden. Es wird nur das vor der Retina entstehende Streulicht gemessen.

1.4.6 Fluoreszenz

Kurzwellige Strahlung unterhalb von 400 nm kann im Auge - speziell in der Linse - Fluoreszenz hervorrufen. Nach SCHÖBER (1955, 1960) ist diese Fluoreszenz deutlich in Gegenwart von ultraviolettreichen Lichtquellen zu beobachten. Sie führt zu einem störenden blauen Lichtnebel.

Eine quantitative Abschätzung des durch Fluoreszenz entstehenden Streulichts kann mangels Daten nur sehr schwer erfolgen. In Hinsicht auf die Blendung hat erst kürzlich BOYNTON (1964) frühere Messungen bestätigt, wonach das Ultraviolettlicht keinerlei meßbaren Einfluß ausübt.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Licht unterhalb von 400 nm durch entsprechende UV-Kantenfilter unterdrückt, sodaß Fluoreszenz ausgeschaltet wurde. Dies erfährt auch dadurch Berechtigung, daß das Streulicht später zur Erklärung der Blendung herangezogen werden soll und die meisten Blendungsmessungen mit Glühlampen, d.h. praktisch ohne UV-Licht gemacht worden sind.

1.4.7 Streuung in den transparenten Augenmedien

Die Summe der bisher beschriebenen Ursachen von Streulicht kann im Vergleich zu dem wirklich registrierten Streulicht im Winkelbereich von $2^{\circ} \leq \theta \leq 20^{\circ}$ vernachlässigt werden. Es wurden ja stets möglichst ungünstige Abschätzungen vorgenommen; in Wirklichkeit dürfte der Einfluß der bisher diskutierten Faktoren noch geringer sein.

Als eigentliche Quelle des Streulichts bleiben paradoxerweise die 'klaren' Medien des Auges übrig, d.h. die Cornea, die Vorderkammerflüssigkeit, die Linse und der Glaskörper. In Abb. 2 ist deutlich demonstriert, daß Streulicht in den klaren Medien des Auges vorhanden ist.

Im Folgenden soll, soweit bisher aufgeklärt, die Struktur der Augenmedien besprochen werden. Auch Messungen, die für die einzelnen Medien teilweise schon in der Literatur berichtet sind, werden diskutiert. Theorien zur Streulichtentstehung und -beschreibung in den Augenmedien werden berührt.

Eine allgemeine Bemerkung zu Streulichttheorien in Abhängigkeit von der Größe der streuenden Teilchen sei vorausgeschickt. Sind die Teilchen weit kleiner im Durchmesser als die Wellenlänge des Lichts (ca. 600 nm), so spricht man von Rayleighscher Streuung (z.B. Himmelsblau). Sie gehorcht dem Gesetz: Streuung $\sim \lambda^{-4}$.

Kommen die Teilchen in die Größenordnung der Wellenlänge oder sind sie noch größer, so hat sich in vielen Fällen ein von MIE entwickelter Formalismus bewährt. Die in der vorliegenden Arbeit besonders interessierende Wellenlängenabhängigkeit kann dann jedoch ganz anders als im Falle der Rayleighschen Streuung verlaufen. Die für Rechnungen erforderlichen Parameter (z.B. Brechzahl) sind allerdings für die Augenmedien bisher nicht mit genügender Genauigkeit bestimmbar. Die Ergebnisse der Anwendung der Streulichttheorien auf die Augenmedien sind deshalb bisher fragwürdig.

1.4.7.1 Cornea

Die Cornea erscheint bei oberflächlicher Betrachtung transparent und strukturlos. Histologisch kann man aber fünf Schichten unterscheiden, die aus Abb. 9 zu ersehen sind.

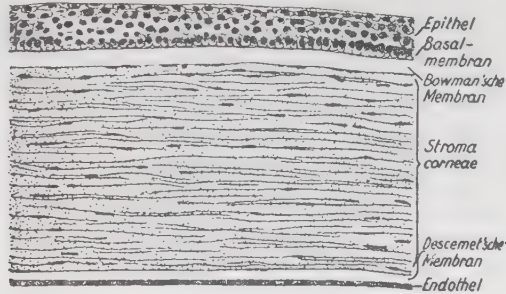


Abb. 9: Querschnitt durch die Cornea. Übersicht über die Schichtengliederung (nach BARGMANN, mod.)

Chemisch gesehen, besteht die Cornea zu 78% aus Wasser, weiter aus Kollagenen (14%), anderen Proteinen (6%), Salzen (1%) und kleineren Bestandteilen.

Erwähnenswert ist der Aufbau des Stroma, das den Hauptteil der Cornea ausmacht. Es besteht aus Lamellen, die parallel zur Corneaoberfläche angeordnet sind, sich jedoch auch untereinander in allen Ebenen kreuzen. Die Lamellen wiederum sind aus ca. 100 Fibrillen zusammengesetzt; diese haben einen Durchmesser von ca. 30nm und eine Brechzahl von ungefähr 1,47. Eingebettet sind die Fibrillen (mittlerer Abstand untereinander ca. 50nm) in eine Grundsubstanz mit einer Brechzahl von 1,35.

Die Stromastruktur macht sich eine Theorie von MAURICE (1967) zunutze. Sie betrachtet die Fibrillen als Gitter in der Grundsubstanz und versucht damit die Transparenz der Cornea zu erklären. Experimentell konnte sie aber bisher nicht hinreichend belegt werden.

Nach einer Theorie von FEUK (1971) soll die Cornea etwa proportional zu λ^{-5} streuen, das bedeutet praktisch eine Rayleighsche Streuung. Experimentell untermauerte er seine Theorie mit Messungen an isolierten Kaninchencorneae.

Die besprochenen Theorien hängen in empfindlicher Weise von der Genauigkeit der Grunddaten (Brechzahl von Fibrillen und Grundsubstanz, Anordnung, Größe und Abstand der Fibrillen und Lamellen usw.) ab, welche bisher nicht genügend bekannt sind.

Der Anteil der Cornea zu dem auf der Retina registrierten Streulicht ist von DEMOTT (1958) mittels physikalischer Methoden an enukleierten Tieraugen zu etwa 70% bestimmt worden. Dieser Wert wird von VOS (1962) bezweifelt.

Aufgrund von psychophysischen Messungen kommen BOYNTON et al. (1964) und VOS et al. (1964) zu einem Corneaanteil zum Gesamtstreulicht von etwa 20 bis 30%.

1.4.7.2 Kammerwasser

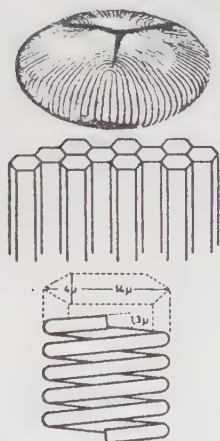
In der Vorderkammer befindet sich das zu 99% aus Wasser bestehende Kammerwasser. Das übrige Prozent beinhaltet gelöste Mineralsalze (hauptsächlich NaCl) und geringe Anteile organische Verbindungen, die aber volumen- und gewichtsmäßig unbedeutend sind.

Der hohe Wasseranteil läßt erwarten, daß im Vergleich zur Cornea das Kammerwasser praktisch kaum zum Streulicht beiträgt. Nach BOETTNER et al. (1962) und nach eigenen Messungen (Kapitel 1.5) liegt der Anteil zum Gesamtstreulicht unter 3%.

DEMOTT (1958) konstatiert in der schon erwähnten Arbeit einen Anteil von ca. 15%. Das konnte jedoch nicht bestätigt werden.

1.4.7.3 Linse

Die Linse des menschlichen Auges und anderer Säugetiere ist ähnlich wie eine Zwiebel aus Lamellen mit zum Zwiebelkern zunehmender Brechzahl aufgebaut (Abb. 10).



Sie besteht zu 65% aus Wasser, der Rest sind Eiweiße (THIELE, 1965). Das Molekulargewicht beträgt maximal 10^6 und ist damit schon beträchtlich.

Die Lamellen setzen sich zusammen aus parallel aneinanderliegenden, flachgedrückten sechseckigen Fasern, die aus einer abgeflachten regelmäßigen Helix bestehen (siehe Abb. 10).

Abb.10: Strukturelemente der menschlichen Linse.

Es gibt bisher keinen theoretischen Ansatz zur quantitativen Beschreibung des Streulichts, das die Linse erzeugt.

Ebensowenig sind über die Wellenlängenabhängigkeit Experimente oder Theorien bekannt. Vermutungen (MELLERIO 1971) gehen dahin, daß bei kurzen Wellenlängen mehr gestreut wird.

Neben der Cornea ist die Linse dasjenige Medium, welches einen Hauptteil zum Streulicht beiträgt. BOETTNER (1962) kommt ausgrund von Transmissionsmessungen zu einem Anteil der Linse zum Gesamtstreulicht von ca. 40 bis 50%.

Psychophysische Messungen von VOS (1962) und BOYNTON et al. (1964) lassen auf einen Anteil von etwa 30 bis 40% schließen.

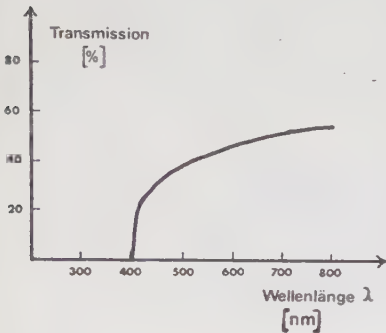
1.4.7.4 Glaskörper

Der Glaskörper ähnelt dem Kammerwasser in der chemischen Zusammensetzung außerordentlich stark; das dort Gesagte gilt praktisch auch hier. Im Gegensatz zum Kammerwasser nimmt der Glaskörper aber den größten Volumenanteil des Auges in Anspruch; seine Schichtdicke ist etwa vier bis fünfmal so groß, wie die des Kammerwassers.

Dennoch ist sein Anteil zum Gesamtstreulicht relativ gering. Nach eigenen Transmissionsmessungen (Kapitel 1.5) und nach Angaben von VOS (1962) wird der Anteil auf weniger als 10% geschätzt.

1.5 Transmission und Streulicht der Augenmedien

Der Zusammenhang zwischen Transmission und Streulicht wurde schon mehrfach angesprochen und soll jetzt präzisiert werden. In Abb. 11 ist eine der neuesten



Kurven über die Abhängigkeit der direkten Transmission der transparenten Augenmedien von der Wellenlänge gegeben BOETTNER (1962). Mit direkter Transmission ist dabei das Verhältnis von dem in dem Kreis in Abb. 3 registrierten Strahlungsfluß ϕ_{er} zum einfallenden Strahlungsfluß ϕ_e gemeint, d.h.

$$\tau(\lambda) = \frac{\phi_{er}}{\phi_e}$$

Abb. 11: Die direkte Gesamttransmission eines menschl. Auges (5 Jahre) nach BOETTNER (1962). Erfasst sind die Medien vor der Retina.

Wie man erkennt, wird im Blauen deutlich mehr absorbiert als im roten Licht. BOETTNER (1962) stellte experimentell fest, daß diese Kurve für menschliche und tierische Augen (Katze, Rind, Kaninchen usw.) qualitativ und quantitativ gleich gut gilt. Er befindet sich mit dieser Feststellung in Übereinstimmung mit GEERAETS et al. (1960), PITTS (1959) und anderen. Dennoch unterscheiden sich die Messungen verschiedener Autoren bis zu 100%, d.h. bei einer Wellenlänge von 600 nm schwankt z.B. $\tau(\lambda)$ zwischen $0,4 \leq \tau(600) \leq 0,8$. In den bisherigen Rechnungen wurde ein Mittelwert von $\tau(\lambda) = 0,6$ benutzt.

Die geringere Transmission bei kleinen Wellenlängen wird von allen Autoren auf erhöhte Absorption und Streuung zurückgeführt.

Bisher durchgeführte Messungen zur Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts im Gesamtauge von DEMOTT (1958) bestätigen das aber nicht (siehe hierzu auch

λ [nm]	Kammer- wasser d=3,6 mm	Glaskörper d=16 mm	physiolog. NaCl-Lösung d=3,6 mm
rot	99,2	100	99,8
580	99,0	99,6	99,8
540	98,8	98,4	99,7
450	98,6	98,0	99,6
405	98,0	96,4	99,7
363	97,4	94,5	99,7

Tabelle 1: Gemessene Reintransmission (in %) von Kammerwasser, Glaskörper und physiolog. Kochsalzlösung jeweils bezogen auf die im menschlichen Auge vorkommenden Schichtdicken d. Zur Messung wurden die Augen von jungen Rindern herangezogen. Als Bezugslösung wurde doppelt destilliertes Wasser genommen (= 100% gesetzt).

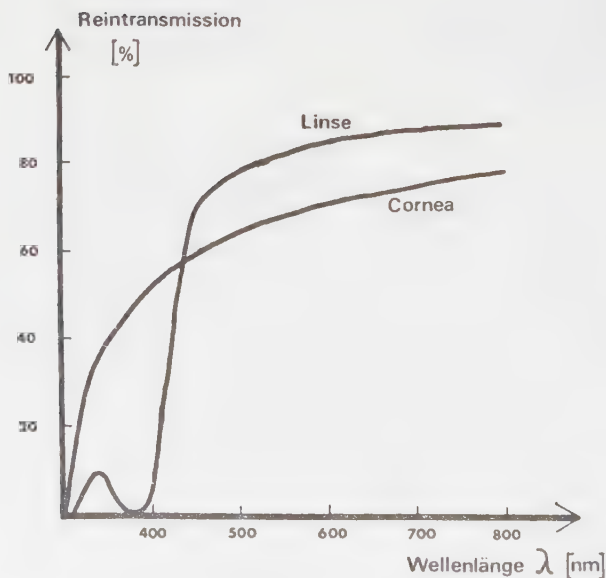


Abb. 12: Die Reintransmission von Cornea und Linse eines menschlichen Auges (5 Jahre) nach BOETTNER (1962).

die Wellenlängenunabhängigkeit bei der Blendung, Kap. 1.6 und die eigenen Messungen Kap. 4.6).

Die eben gemachten Ausführungen galten für das von der Gesamtheit der Augenmedien erzeugte Streulicht bzw. Transmission. Nunmehr sollen die einzelnen Medien des Auges (Cornea, Linse usw.) untersucht werden.

Quantitativ lassen sich das Kammerwasser und der Glaskörper von der Cornea und der Linse unterscheiden. Erstere haben eine relativ hohe Transmission, letztere eine um eine Größenordnung geringere Transmission. In Tabelle 1 sind gemessene Werte* der Reintransmission (d.h. ohne Reflexionsanteile) in Abhängigkeit von der Wellenlänge eingetragen; sie gelten für Schichtdicken von 3,6 mm (Kammerwasser) und 16 mm (Glaskörper), d.h. für Verhältnisse, wie sie im menschlichen Auge herrschen. Die Medien stammen allerdings von jungen Rindern (≤ 2 Jahre); die Messungen waren spätestens 50 min nach dem Tode der Tiere beendet.

Die hohe Transmission (bei 600 nm über 99%) spricht dafür, daß die Streuung dieser Medien gering sein muß, zumindest im Vergleich zu der Cornea bzw. Linse. Aus Abb. 12 sind die Reintransmissionen von Cornea und Linse zu ersehen (nach BOETTNER (1962)). Man erkennt die erheblich geringere Transmission. Dadurch dürfte auch die Streuwirkung dieser Medien größer sein.

Angemerkt sei, daß die Transmission von Linse und Cornea stark altersabhängig ist.

In der vorliegenden Arbeit wurden nur Augen von jungen Tieren zur Messung verwendet (abgesehen von Spezialfällen), um eine Abhängigkeit von diesem Parameter möglichst auszuschalten.

* Die Messungen wurden mit einem Beckmann Spektralphotometer Modell 1211 durchgeführt.

1.6 Psychophysische Messungen (Blendung)

Während bis jetzt hauptsächlich von Streulichtmessungen die Rede war, die auf physikalischem Wege gewonnen wurden, soll nun auf die Schleierleuchtdichte (Symbol L_s) als psychophysisches Äquivalent zum Streulicht eingegangen werden. Eines der Ziele dieser Arbeit ist es, den Zusammenhang zwischen physikalischen und psychophysischen Größen zu erhellen.

Die Schleierleuchtdichte L_s wird über die physiologische Blendung ermittelt, wobei es sich um Schwellenmessungen handelt. Meßmethode und formelmäßige Erfassung sollen zum besseren Verständnis kurz hier angegeben werden.

Zum Erkennen eines Testzeichens der Leuchtdichte L_t , das auf ein Umfeld der Leuchtdichte L_u projiziert sein möge, ist ein gewisser Mindestleuchtdichteunterschied $\Delta L_u = L_t - L_u$ notwendig. ΔL_u hängt von vielen Parametern ab, z.B. Darbietungszeit, Testzeichenform, Adaptionenzustand der Retina usw.. Wenn nun eine punktförmige Lichtquelle (=Blendquelle) unter dem Blendwinkel θ zugeschaltet wird, so legt diese Blendquelle anschaulich gesehen einen Lichtschleier (siehe Zitat Helmholtz zu Beginn der Arbeit) über das Testzeichen- und Umfeldbild auf der Retina; das Testzeichen wird nicht mehr gesehen. Um es gerade wiederzuerkennen, ist ein größerer Mindestleuchtdichteunterschied $\Delta L_{us} > \Delta L_u$ notwendig. Man sucht nun in einem schon vorher aufgenommen Diagramm (Abb.13) die Umfeldleuchtdichte L_{us} auf, bei der man ohne Blend-

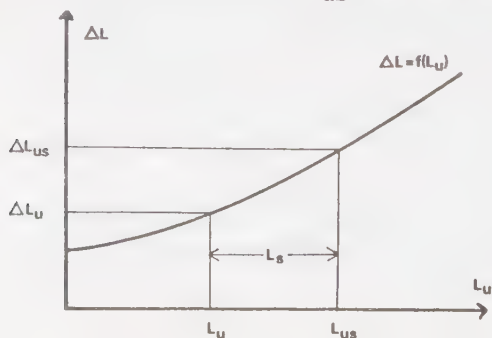


Abb.13: Zur Erklärung des Begriffs Schleierleuchtdichte. Abhängigkeit des Mindestleuchtdichteunterschiedes ΔL , der zum Erkennen eines Testzeichens auf einem Umfeld der Leuchtdichte L_u notwendig ist.

quelle gerade einen Mindestleuchtdichteunterschied ΔL_{us} zum Erkennen des Testzeichens braucht. Die Differenz $L_s = L_{us} - L_u$ nennt man die Schleierleuchtdichte; sie müßte man sozusagen L_u hinzufügen, um die gleiche Erhöhung des Mindestleuchtdichteunterschiedes $\Delta L_{us} - \Delta L_u$ wie mit der Blendquelle zu erhalten.

Für die Schleierleuchtdichte L_s gilt die vielfach bestätigte Formel

$$(Formel 2) \quad L_s = k \cdot E_H \cdot \theta^{-n}$$

(k =Proportionalitätsfaktor; E_H = Hornhautbeleuchtungsstärke; θ = Blendwinkel; n = Exponent).

Die Werte für den Exponenten schwanken in der Literatur zwischen $1,5 \leq n \leq 3,5$ (Extremwerte). Für Winkel $30^\circ \leq \theta \leq 60^\circ$ rechnet man mit dem gut bestätigten Mittelwert von $n = 2,0$ (HOLLADAY (1927), STILES-CRAWFORD (1934) usw.) Für Blendwinkel kleiner als 30° nimmt der Exponent zu und beträgt $3 \leq n \leq 3,5$ (HARTMANN (1968), MELLERIO (1970)).

Der Zahlenwert des Proportionalitätsfaktors bewegt sich in den Grenzen $5 \leq k \leq 50$ (falls θ in Grad und L_s in cd/m^2 angegeben sind). Die angegebenen Grenzen sind Extremwerte; man rechnet mit einem Mittelwert von $k \approx 10$. Man erkennt an der großen Variabilität des Faktors k (Unterschiede von fast 1000% sind möglich) die Problematik psychophysischer Messungen: eine Vielzahl nur unvollkommen zu kontrollierender Parameter haben einen Einfluß auf die Ergebnisse.

In Abb. 14 sind die Messungen von vier Autoren dargestellt. Man vergleiche die Ähnlichkeit der Darstellung des Streulichts in Abb. 5.

Schon früh wurde die Schleierleuchtdichte mittels Streulicht in den Augenmedien erklärt (HELMHOLTZ 1852). Kommt als Ursache nur das in den Augenmedien erzeugte Streulicht in Frage, so muß das erstmalig von HOLLADAY (1927) formulierte Additionstheorem gelten, wonach sich nämlich die Schleierleuchtdichte von mehreren punktförmigen Blendquellen aus der Summe der Schleierleuchtdichten der einzelnen Blendquellen berechnet.

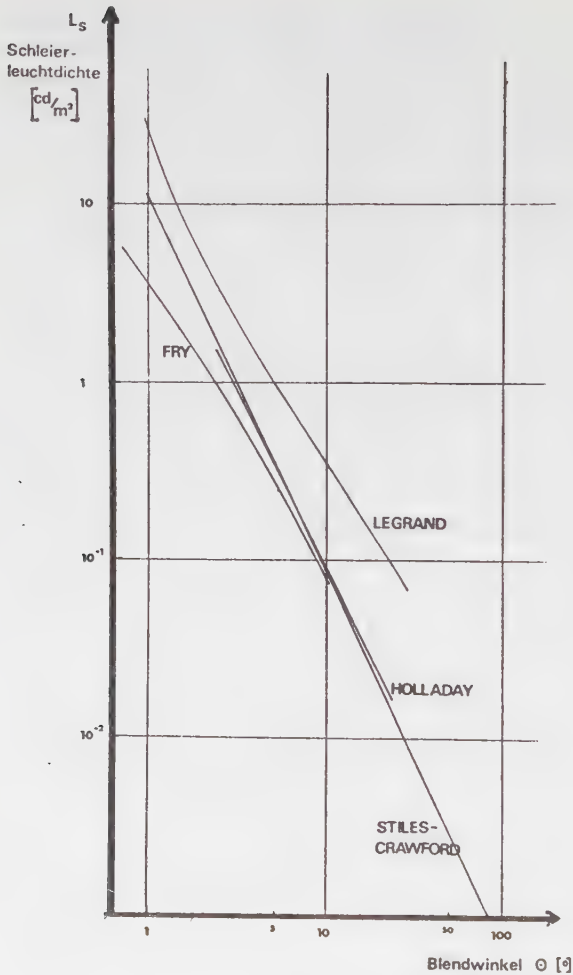


Abb.14: Die Abhängigkeit der Schleierleuchtdichte L_s vom Blendwinkel θ nach verschiedenen Untersuchungen. Die Kurven von LEGRAND (1937) und FRY (1953) lassen sich nicht durch eine Gerade darstellen. Die Abbildung soll die Schwankungsbreite psychophysischer Messungen demonstrieren.

Tatsächlich ist dieses Additionstheorem auch für Blendwinkel größer als drei Grad gut bestätigt; bei kleineren Winkeln kommen aber Abweichungen vor (UCKE 1968), was darauf hindeutet, daß dann außer physikalischen auch neurophysiologische Ursachen, Blickschwankungen usw. eine Rolle spielen können.

Beim Vergleich der Streulichtgeraden in Abb. 5 und der Schleierleuchtdichtekurven in Abb. 14 fällt auf, daß die letzteren durchweg mit einer kleineren Steigung verlaufen. Macht man das in den Augenmedien (Cornea, Kammerwasser, Linse und Glaskörper) erzeugte und gemessene Streulicht für die Schleierleuchtdichte verantwortlich, so ist diese Diskrepanz in den Steigungen nur schwer erklärbar.

Das Augenmerk in dieser Arbeit wird sich deshalb hauptsächlich darauf richten, die Steigung der physikalisch gemessenen Streulichtgeraden genau zu bestimmen und mit denen der Schleierleuchtdichte zu vergleichen. Darüberhinaus wird aber auch das Streulicht im Verhältnis zum ins Auge einfallenden Licht ermittelt und mit der Schleierleuchtdichte verglichen werden. BOYNTON (1954) erhielt bei diesem Vergleich zehnmal mehr Streulicht, als zu erwarten wäre. RANKE (1954) und DEMOTT (1958) haben diesen Vergleich nicht vorgenommen.

Interessant sind die Ergebnisse über die Wellenlängenabhängigkeit der Schleierleuchtdichte. Nachdem die Transmission der Augenmedien und auch das Streuvermögen von Cornea und Linse stark von der Wellenlänge abhängen, würde man erwarten, daß das Gleiche auch für die Schleierleuchtdichte zutrifft. Jedoch konnte das nicht bestätigt werden; es besteht keine oder höchstens eine geringe Wellenlängenabhängigkeit der Schleierleuchtdichte (HARTMANN 1961, VOS 1962, KÖNIG 1970).

2 Messung mit enukleierten Tieraugen

Um beweiskräftige Aussagen über das Streulicht vor allen Dingen im Hinblick auf den Vergleich mit der psychophysisch gemessenen Schleierleuchtdichte zu erhalten, wäre es am günstigsten, an menschlichen Augen zu messen. Dies war jedoch aus apparativen und operativen Gründen nicht möglich; es mußte deswegen auf enukleierte Tieraugen (Rind, Schwein, Katze, Hund) zurückgegriffen werden.

Die leitende Idee dabei ist, daß entwicklungsge-schichtlich und anatomisch gesehen, die Augen von Säuge-tieren alle gleich aufgebaut sind und man deshalb von Messungen an Tieraugen auf das menschliche Auge extra-polieren kann.

Hinzu kommt, daß mit enukleierten, d.h. also toten Augen gearbeitet wurde. Hier soll auf die Verhältnisse beim lebenden Auge extrapoliert werden.

Die Berechtigung für diese beiden Induktionsschlüsse ergibt sich aus den folgenden Begründungen:

Die Anatomie und Physiologie der verwendeten Tieraugen und des menschlichen Auges gleichen sich außerordentlich stark. Von vielen Untersuchungen an Tieraugen wurde des-halb schon erfolgreich aufs menschliche Auge extrapoliert. BOYNTON (1954) hat an enukleierten Tieraugen und einem (alten) menschlichen Auge Streulicht gemessen und qualitativ das Gleiche gefunden. DEMCET (1958) hat an verschiedenen Säugetierarten Streulicht bestimmt. In allen Fällen glich sich die Steigung der erhaltenen Streulichtgeraden.

Ähnliches gilt für Transmissionsmessungen, bei denen kein Unterschied zwischen tierischen und menschlichen Augen feststellbar war (DECTNER (1962), GEERAETS (1968)).

* Dank der freundlichen Unterstützung der Augenklinik der Universität München, war es doch noch möglich an menschlichen Bulbi zu messen; es sei an dieser Stelle auf Kapitel 6 ver-wiesen.

Die Tatsache der E nukleation und damit der Messung an toten Augen hat innerhalb der ersten Stunde nach dem Tode praktisch keinen Einfluß auf Streulicht und Transmission. Dies kann man sogar apriori konstatieren, da die in Frage kommenden Augenmedien in erster Linie sehr langsam durch Diffusion ernährt und erneuert werden (sog. bradytrophes Gewebe) und unmittelbar nach der E nukleation (eine Stunde) deshalb auch keinen Änderungen unterworfen sind. Nur das Kammerwasser wird am lebenden Auge relativ schnell erneuert (in ca 1. Stunde); es konnte in einer speziellen Messung nachgewiesen werden, daß von daher keine Beeinträchtigung der Aussagen zu erwarten ist.

Die obigen Betrachtungen wurden auch insbesondere im Hinblick auf Streulicht- und Transmissionsmessungen bestätigt von DEMOTT (1958), BOETTNER (1962), BISHOP (1963), GEERAETS (1968), PITTS (1959), MELLERIO (1971), THIEL (1968). Eigene Messungen gelangen ebenfalls zu diesem Ergebnis.

In der vorliegenden Arbeit wurde an Rinder-, Schweine-, Katzen- und Hundeaugen gemessen, die vom Schlachthof München bzw. von der chirurgischen tierärztlichen Klinik der Universität München bezogen werden konnten.

Die Augen wurden sorgfältig ausgesucht und auf Trübungen und sonstige Unregelmäßigkeiten hin untersucht. Unmittelbar nach der E nukleation (d.h. 1 bis 2 min nach dem Tode) wurde die Cornea mit Methocel^R beträufelt, um ein Austrocknen zu verhindern. Die Messungen waren stets spätestens eine Stunde nach dem Tode beendet. Verwendet wurden nur Augen von jungen * Tieren (ca. 0,5 bis 3 Jahre alt); nur in Ausnahmefällen wurde auch an älteren Augen gemessen.

* Die Angabe 'junge' Tiere ist nicht näher zu präzisieren. Man weiß nicht genau, wie alt Rinder und Schweine wirklich werden; Schätzungen reichen von 20 bis 40 Jahre. In Europa und USA weiß man zwar, wann die Tiere geboren sind, aber nicht wann sie sterben; in Indien ist es gerade umgekehrt.

Es sei zum Schluß angemerkt, daß kleine Formänderungen beispielsweise der Linse oder der Cornea keinen Einfluß auf das Streulicht aber einen großen Einfluß auf die Modulationsübertragungsfunktion haben, weswegen Messungen der letzteren Funktion an enukleierten Augen wenig sinnvoll erscheinen.

2.1 Abmessungen der Augen

Für die Vergleichbarkeit der Tieraugen untereinander und mit dem menschlichen Auge sind die Maße der Augen von Bedeutung. In der Literatur fanden sich nur für das menschliche und das Katzenauge direkt verwertbare Angaben (DAVSON (1962), BISHOP (1963)). Von den zur Messung verwendeten Augen wurden deshalb Längen- und Krümmungsmaße der Cornea und der Linse usw., sowie Brechzahlen der Medien gemessen. Nach dem vereinfachten Gullstrandschen Augenmodell wurden dann die geometrisch optischen Daten der Augen berechnet (Tabelle 2). Nach BISHOP (1963) gibt es keine Unterschiede in den Maßen zwischen enukleierten und lebenden Augen.

			Rind			Schwein		Katze		Mensch
			Ultra-	ge-	Lite-	ge-	Lite-	ge-	Lite-	Lite-
			schall	froren	ratur	froren	ratur	froren	ratur	ratur
ge- messene Werte	Längen bzw. Ab- stände in mm (in der opt. Achse)	Licke Cornea	0,9	0,9	0,8	-	1,1	-	0,8	0,5
		Abstand vorderer Corneapol - vorderer Linsenpol	5,9	4,3	5,4	3,2	3,6	4,5	5,2	3,6
		Linsendicke	11,3	12,0	12,0	6,9	7,5	8,3	8,5	3,6
		Gesamtlänge (vorderer Cornea- pol - retina)	37,0	34,8	30-40	21,1	23,0	21,0	21,8	24,0
	Krüm- mungen in mm	Krümmungsradius Cornea vorn	-	14,5	15,7	8,6	10,8	9,0	8,3	7,8
		Krümmungsradius Linsenvorder- fläche	-	12,4	11,3	6,2	7,2	7,0	7,2	10,0
		Krümmungsradius Linsenhinter- fläche	-	8,7	9,7	5,7	6,3	7,3	8,1	6,0
	Brech- zahlen	Brechzahl Kammerwasser, Glä- skörper	-	1,335	1,335	1,335	-	1,335	1,336	1,336
		Brechzahl Linse	-	1,49	1,52	1,45	1,52	1,57	1,55	1,41
	er- rechnete Werte	Brech- werte in dpt	Brechwert Cornea	-	23,0	21,0	59,0	51,0	37,0	41,0
Brechwert Linse (im Auge)			-	29,0	33,0	46,0	51,0	60,0	51,0	20,0
Gesamtbrechwert Auge			-	46,0	18,0	76,0	73,0	83,0	79,0	60,0
Längen bzw. Ab- stände in cm		bildseitige Brennweite des Auges	-	26,9	27,7	17,5	18,2	16,0	17,0	22,4
		Abstand vorderer Corneapol- objektseit. Hauptpunkt	-	5,1	5,9	3,0	4,0	4,5	4,4	1,5
		Abstand der Hauptpunkte untereinander	-	1,0	1,2	0,5	0,6	0,7	0,4	0,3
		Abstand vorderer Corneapol- objektseit. Knotenpunkt	-	12,3	12,6	7,4	8,5	8,5	8,7	7,1

Tabelle 2: Die Abmessungen und optischen Daten der verwendeten, enukleierten Tieraugen. Den Berechnungen liegt das vereinfachte Gullstrandsche Augenmodell zugrunde. Die Daten des Menschen sind zum Vergleich eingetragen.

Bei den Längen- und Krümmungsmaßen in Tabelle 2 handelt es sich um Durchschnittswerte (mittlerer Fehler ca. 5%), die einerseits aus Ultraschallmessungen, andererseits aus gefrorenen und zerteilten Querschnitten erhalten wurden. Die Brechzahlen (mittlerer Fehler kleiner 1 %) wurden mit einem Abbe-Refraktometer bei 20°C und einer Wellenlänge von 589 nm ermittelt.

Außer bei den Literaturwerten der Katze und des Menschen sind alle errechneten Werte selbst ermittelt worden; Striche bedeuten, daß keine Werte mit der betreffenden Methode zu messen waren.

Wie aus Tabelle 2 ersichtlich ist, besteht eine befriedigende Übereinstimmung zwischen den eigenen und den Literaturwerten. Aus der Tabelle ergibt sich ferner, daß das Schweineauge in Bezug auf die Abmessungen die relativ größte Ähnlichkeit mit dem menschlichen Auge besitzt. Dies wird auch deutlich aus Abb. 15, in der maßstabsgerechte Querschnitte der Augen aufgezeichnet sind, wobei feinere anatomische Einzelheiten weggelassen wurden.

Die Pupillen der enukleierten Augen (Rind ca 13 x 15 mm, Schwein 11 mm Durchmesser, Katze ebenfalls) waren unmittelbar nach dem Tode maximal dilatatiert und verkleinerten sich erst im Laufe mehrerer Stunden langsam; die Messungen wurden dadurch nicht beeinträchtigt, da nur ein wirksamer Durchmesser von 3 bis 4 mm benötigt wurde.

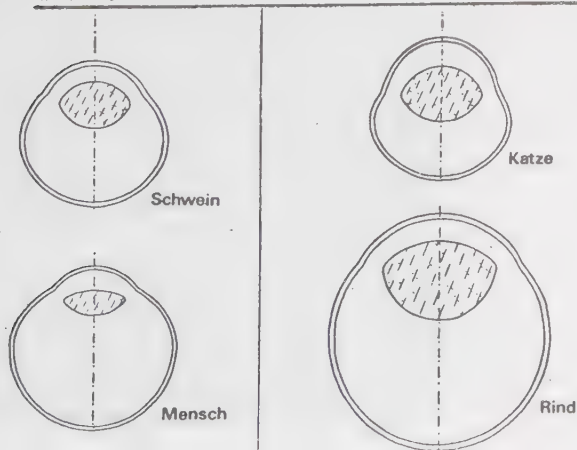


Abb. 15: Maßstabsgerechte Querschnitte durch die Augen verschiedener Säugetiere nach den Angaben aus Tabelle 2.

3 Die Meßapparatur

Die wichtigsten Tatsachen der Meßapparatur sind aus Abb. 16 (schematische Darstellung) und Abb. 17 (Foto) zu entnehmen. Mit Hilfe einer Quecksilberhöchstdrucklampe (HBO 100 W/2) wird über ein System von Objektiven ein auf 10' genauer Parallelstrahl erzeugt. Der Parallelstrahl ist im Durchmesser variabel (1 bis 5 mm); mit Hilfe eines verschiebbaren Mikroskopobjektives (Luminar 1:2,5; 16 mm) kann auch ein leicht divergenter oder konvergenter Strahl geschaffen werden. Mit Interferenzfiltern lassen sich gewisse Wellenlängenbereiche (589 nm, 547 nm, 438 nm, 402 nm, entsprechend den Strahlungsmaxima der HBO 100) aussondern, mit Neutralfiltern (Schott NG 4,5) definierte Schwächungen durchführen.

Das Auge wird mit der Cornea nach oben so in eine in allen Freiheitsgraden bewegliche Halterung eingebracht, daß der Parallelstrahl um die Pupillenmitte oder um andere Punkte gedreht werden kann. Der überstreichbare Winkelbereich beträgt $\pm 45^\circ$; die Drehung erfolgt über einen Motor, eine Messung benötigte maximal 55 s.

Das auf die Retina fokussierte Licht des Parallelstrahls erzeugt beim Durchgang durch die Augenmedien Streulicht, das durch einen Lichtleiter registriert wird. Der Lichtleiter wird etwa beim Durchstoßpunkt der optischen Achse mit der Retina durch die Sklera mittels einer Kanüle eingeführt; dabei schließt die Endfläche des Lichtleiters gerade mit der Retina ab, was durch ein Ophthalmoskop kontrolliert wird. Diese Methode der Streulichtregistrierung arbeitet praktisch zerstörungsfrei, abgesehen vom winzigen Einstichpunkt des Lichtleiters, der einen Durchmesser von 250 μ bzw. 70 μ besitzt.

Ein zweiter Lichtleiter gleichen Typs und gleicher Länge (genannt Referenzlichtleiter) kann zu Vergleichs- und Eichzwecken in den Parallelstrahl eingeschoben werden; dabei wird der Meßlichtleiter automatisch unterbrochen. Damit können einfallendes Licht und Streulicht unmittelbar aufeinander bezogen werden.

Das durch den Lichtleiter erfaßte Streulicht wird

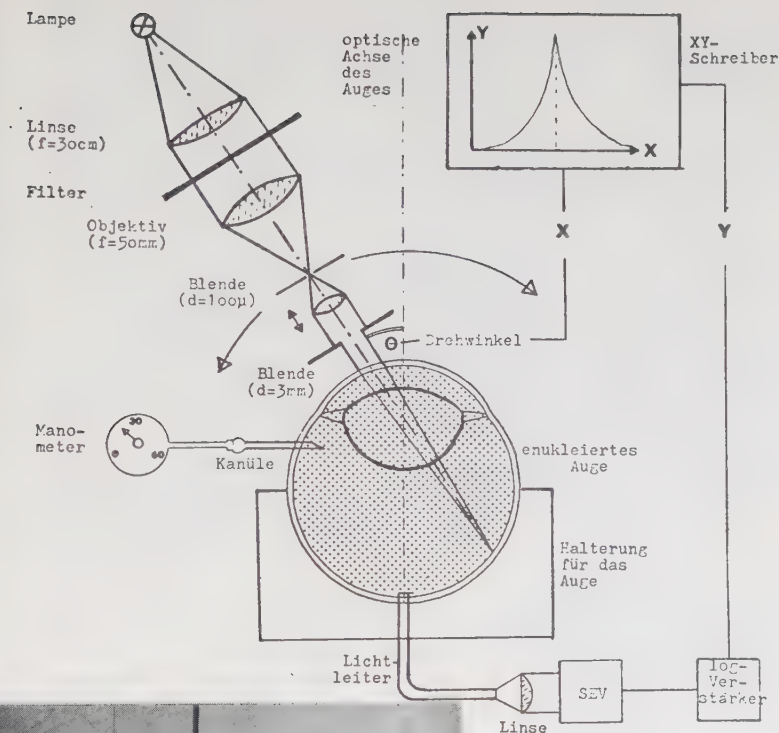
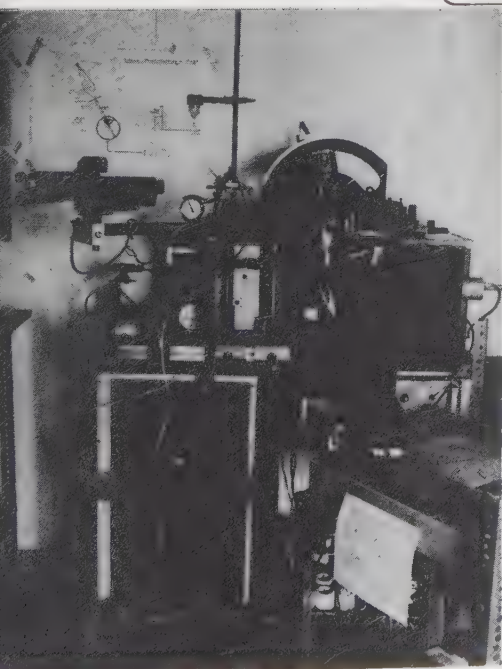


Abb. 16: Schema der Meß-
apparatur (oben).
Näheres im Text.

Abb. 17: Foto der Meß-
apparatur.



von einem Photomultiplier (RCA 6217; S 11) registriert, der über drei Zehnerpotenzen Lichtintensität linear arbeitet. Durch Bereichsumschaltungen in der Spannungsversorgung können fast 7 Zehnerpotenzen linear erfaßt werden.

Vom Photomultiplier geht das Signal über einen logarithmischen Verstärker (hp 7563 A) auf die Y-Achse eines XY-Schreibers (Linseis). Auf die X-Achse wird eine dem Drehwinkel Θ proportionale Spannung gegeben. Die Genauigkeit der Winkelmessung beträgt $6'$.

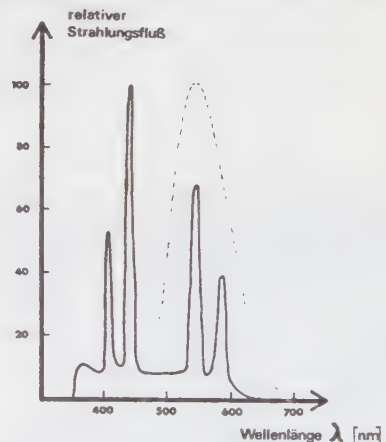
Durch eine in den Glaskörper hinter dem Limbus eingestochene 16-Kanüle kann der Augeninnendruck zwischen 0 und 50 mmHg kontrolliert und verändert werden.

Die Refraktion der enukleierten Augen wird mit einem Rodenstockrefraktometer gemessen.

Die Strahlung der Hg-Lampe reduziert sich nach Durchgang durch Objektiv, Lichtleiter und Bewertung durch

Abb.18: Der relative Strahlungsfluß der Hg-Lampe nach Durchgang durch die Objektive, den Lichtleiter und nach Bewertung durch den (blauempfindlichen) Photomultiplier.

Gestrichelt eingetragen ist die $V(\lambda)$ -Hellempfindlichkeitskurve des Menschen.



den Photomultiplier auf vier enge Spektralbereiche (Abb.18). Messungen, bei denen nicht ausdrücklich anderes vermerkt ist, sind mit dem Licht dieser vier Bereiche gemacht; dieses Licht wird als "weißes" Licht bezeichnet im Gegensatz zu dem monochromatischen Licht nach Aussonderung mit Interferenzfiltern.

Die Hg-Lampe hat den großen Vorteil einer sehr hohen Leuchtdichte ($\sim 10^6 \text{ cd/m}^2$); ihre Strahlungsenergie konzentriert sich im Sichtbaren auf vier Spektralbereiche. Es stand somit auch bei Verwendung von Interferenzfiltern eben dieser Spektralbereiche genügend Energie zur Verfügung.

Eine Xenon-Lampe hat zwar über das Spektrum eine relativ gleichmäßige Verteilung der Strahlungsenergie, jedoch im Spektralbereich dafür erheblich weniger. Da die Leuchtdichte sehr viel geringer und die Brennfleckgröße nicht so punktförmig ist, eignet sich die Xenon-Lampe nicht so sehr für die Messung.

3.1 Die Apertur der Lichtleiter

Die Verwendung von Lichtleitern bietet zwei entscheidende Vorteile, nämlich praktisch zerstörungsfreies Messen im Auge und zweitens eine sehr kleine Meßfläche, was auch die Messung bei kleinen Blendwinkeln ermöglicht. Der Nachteil der benutzten Lichtleiter (Crofon^R, $d = 250 \mu$, Schott Fasertyp B, $d = 70 \mu$) liegt in einer winkelabhängigen Intensitätsregistrierung (Abb.19).

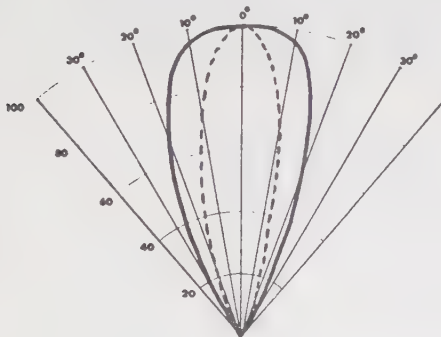


Abb.19: Relativer Strahlungsfluß am Ausgang eines Lichtleiters versus Richtung der einfallenden Strahlung zur Achse des Lichtleiters in einer Flüssigkeit (Glas-körper) der Brechzahl $n = 1,335$. Ausgezogene Linie: Crofon-Lichtleiter ($d = 250 \mu$); gestrichelt: Schott-Lichtleiter ($d = 70 \mu$).

Versuche, diese Apertur zu verbreitern, indem die Endflächen der Lichtleiter mit feinstem (3μ) Schmirgel bearbeitet wurden, gelangen nicht bzw. nur unvollkommen. Der Einfluß der Apertur auf die Interpretierbarkeit der Meßergebnisse wird in Kapitel 3.3.1 näher untersucht. Die Apertur der Lichtleiter ist für $400\text{nm} \leq \lambda \leq 600\text{nm}$ wellenlängenunabhängig.

Die Apertur kann mit der Meßapparatur direkt aufgenommen werden, indem die Lichtleiterendfläche in den Drehpunkt des Parallelstrahls justiert wird.

3.2 Messung bei kleinen Winkeln

Um den Parallelstrahl zu erzeugen, wurde die Lichtquelle auf eine Lochblende ($d = 100 \mu$) abgebildet und diese als sekundäre Lichtquelle verwendet (Abb.16). Bei einem emmetropen Auge wird die Lochblende gerade scharf auf die Retina fokussiert. Der Blendendurchmesser (in Winkelminuten und in μ) auf der Retina hängt von der Brennweite des betreffenden Auges ab. In Tabelle 3 sind diese Durchmesser für verschiedene Augen aufgetragen.

		Rind	Katze	Schwein	Mensch
Durchmesser des Bildes der Lochblende auf der Retina	in μ	134	74	82	104
	in min	21'	21'	21'	21'
Winkelausdehnung der Lichtleiter auf der Retina	250 μ - Lichtleiter	40'	65'	72'	51'
	70 μ - Lichtleiter	11'	18'	20'	14'

Tabelle 3: Die Größe des Bildes der den Parallelstrahl erzeugenden Lochblende ($d = 100 \mu$) auf der Retina verschiedener Säugetierarten. Angegeben sind außerdem die Winkelausdehnungen der Lichtleiter in Minuten (bezogen jeweils auf den Knotenpunkt).

Zur Berechnung wurden die Daten aus Tabelle 2 benutzt. Außerdem sind die Durchmesser der Lichtleiter in Winkelminuten - bezogen auf den Knotenpunkt - angegeben.

Der 70 μ -Lichtleiter ist im Durchmesser kleiner als das Bild der Lochblende (für alle Augen). Da nach Berechnungen von WÄSSLE (1971) bei der Abbildung von Scheiben des Durchmessers 21' die geometrische Optik (wenigstens bei Katzenaugen) eine sehr gute Näherung an die Wirklichkeit darstellt, können wir annehmen, daß die Bilder der Lochblenden über ihren Durchmesser mit hinreichender Genauigkeit gleichmäßig ausgeleuchtet sind. Mit dem 70 μ -Lichtleiter kann man also die Intensität

des Bildes der Lochblende registrieren. Mit dem 250 μ -Lichtleiter erfaßt man mehr als nur das Bild der Lochblende.

Wir können aus Tabelle 3 auch entnehmen, ab welchem Winkel der Lichtleiter sicher nicht mehr auch nur einen Teil des Lochblendenbildes erfaßt. Bei Rinderaugen muß dieser Winkel bei Verwendung der 70 μ -Lichtleiter größer als ca. 20', beim 250 μ -Lichtleiter größer als ca. 40' sein. Ähnlich verhält es sich bei den anderen Augen. Um Messungen als Streulicht interpretieren zu können, müssen diese Winkel überschritten werden; zur Sicherheit wurden nur Messungen für Winkel $\theta \geq 1^\circ$ ausgewertet.

Die gemachten Betrachtungen gelten streng nur für emmetrope Augen und eine Wellenlänge in der optischen Achse. Diese Parameter wurden aber in speziellen Untersuchungen berücksichtigt (Kapitel 4).

3.3 Fehlerbetrachtung

Aufgrund der Genauigkeit der verwendeten Geräte kann die Rolle der zufälligen Fehler bei intraindividuellen Messungen (d.h. am selben Auge) vernachlässigt werden. Bei zwei unmittelbar hintereinanderliegenden Registrierungen ergaben sich deckungsgleiche Kurven auf dem XY-Schreiber.

Bei interindividuellen Messungen kommen nicht zuletzt wegen natürlicher Schwankungen in den Eigenschaften verschiedener Augen (unterschiedliche Maße, Transmission usw.) Abweichungen untereinander bis zu 1000% vor.

Zur Größe dieser Abweichungen ist das Gleiche wie bei den psychophysischen Messungen zu bemerken. Der Unterschied erscheint sehr groß. Er wird aber relativiert durch den großen Meßbereich von vielen Zehnerpotenzen, der überstrichen wird. Bei Mittelwertbildung verringern sich im übrigen die Streubreiten drastisch.

Die eben gemachten Betrachtungen gelten für einzelne Meßwerte des Streulichts. Aus einer Reihe von Meßwerten kann man Maßzahlen gewinnen (z.B. die Steigung der Regressionsgeraden durch die Meßwerte eines Auges), die selbst bei interindividuellen Vergleichen viel geringere Schwankungen aufweisen. So variiert die erwähnte Steigung der Streulichtgeraden interindividuell nur noch um maximal 30%.

Zum Teil wurde bei einem Auge eine Messung vorgenommen, dann wurde es aus der Apparatur zwecks neuer Justierung herausgenommen und später zu einer neuerlichen Messung wieder eingesetzt. Da in diesem Fall die optische Achse, der Druckausgleich, der Einstich des Lichtleiters usw. neu (als wenn es sich um ein anderes Auge handeln würde) justiert werden mußte, kamen bei dieser Art intraindividueller Messungen auch größere Schwankungen (bis zu 100%) vor.

Eine Reihe von systematischen Fehlermöglichkeiten kann die Messungen beeinflussen.

Zu nennen sind hier die zur Eichung des Strahlungsflusses benötigten Neutralfilter. Trotz größeren Aufwandes verschiedener Meßmethoden (Pritchard-Photometer, subjektive Verfahren) konnte deren Transmission insbesondere bei sehr niedrigen Werten nicht genauer als auf 3% bestimmt werden. Der Einfluss dieses Fehlers auf die Steigung der Streulichtgeraden beträgt aber weniger als 1,5%.

Die den Parallelstrahl erzeugende Optik liefert selbst Streulicht, das in einer besonderen Messung erfaßt wurde. Zum einen wurde das Streulicht im Auge mit dem Parallelstrahl (und dessen Streulicht) bestimmt, sodann wurde in den Parallelstrahl eine Blende mit einem um 0,1 mm größeren Durchmesser gebracht, die den Parallelstrahl ausblendete. Die Streulichtmessung wurde dann am gleichen Auge wiederholt. Auf diese Weise konnte (wenigstens näherungsweise) das Streulicht der Apparatur bestimmt werden. Dieses Verfahren war nur deshalb notwendig, weil der Durchmesser des Parallelstrahls kleiner als der Pupillendurchmesser der Augen war. In Abb. 20 und 21 sind die Ergebnisse dieser Messungen eingetragen.

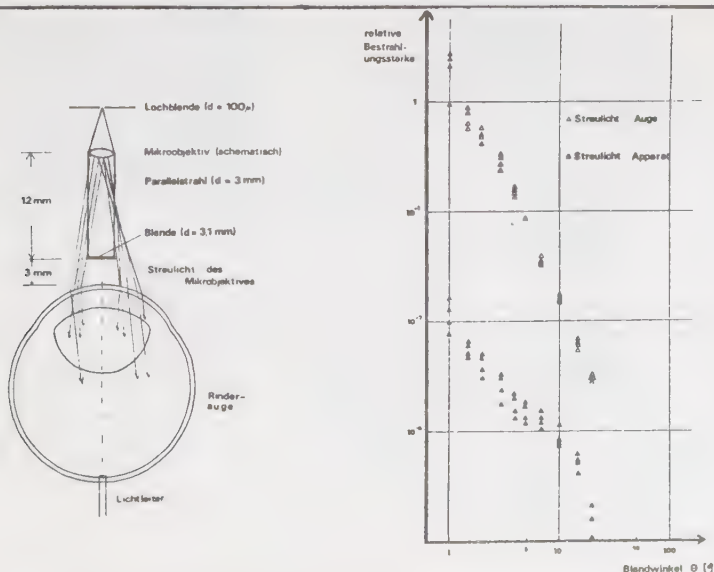


Abb. 20: Schema zur Entstehung und Erfassung des Apparate-streulichts und (Abb. 21) die Ergebnisse von vier Messungen.

Man erkennt aus Abb. 21, daß das Apparatestreulicht um den Faktor 20 bis 100 kleiner als das interessierende Streulicht der Augenmedien ist. Eine Berücksichtigung hat auf die Steigung der Geraden durch die eigentlichen Meßwerte kaum Einfluss ($\leq 1\%$). Es wurde deshalb vernachlässigt.

Weitere systematische Fehler, wie z.B. der Einfluß des Todeszeitpunktes, wurden schon besprochen. Im nächsten Kapitel wird auf das Zusammenwirken verschiedener apparativer Bedingungen noch weiter eingegangen.

3.3.1 Einfluß einiger apparativer Parameter

In Abb. 22 ist maßstabsgerecht ein in ein Rinder-
auge unter einem Winkel von $\theta = 20^\circ$ einfallender Parallel-
strahl eingezeichnet. Die Apertur des zur Streulichtre-

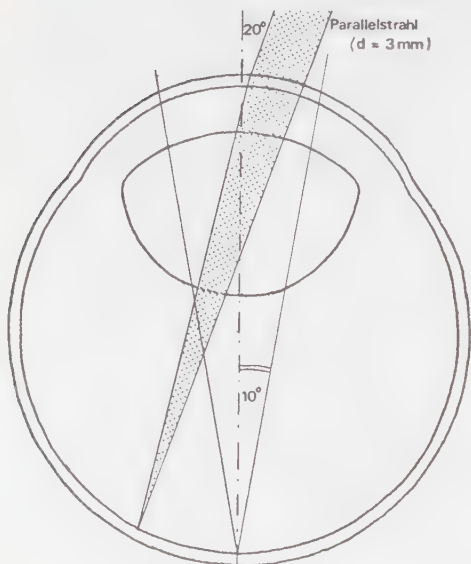


Abb.22: Zur Registrierung des Streulichts im Auge mittels Lichtleiter. Die Apertur des Lichtleiters ist durch die von der Fovea (area centralis) ausgehenden Linien angedeutet. (Maßstabsgerechte Zeichnung)

gistrierung verwendeten Lichtleiters ist durch einen Kegel mit einem Öffnungswinkel von 20° angedeutet; innerhalb dieses Kegels registriert der Lichtleiter weitgehend ohne Winkelabhängigkeit, wie aus Abb. 19 zu entnehmen ist.

Man erkennt, daß das evtl. vom Glaskörper herrührende Streulicht in geringerem Ausmaß registriert (bewertet im Vergleich zum Streulicht der Linse beispielsweise) würde. Nun haben wir aber schon festgestellt (Kap. 1.4.7.4 und 1.5), daß der Glaskörper relativ wenig zum Gesamtstreulicht beiträgt. Es erscheint daher vertretbar, den systematischen Fehler, der durch eine verzerrte Bewertung zustande kommt, zu vernachlässigen. Eine Abschätzung ergibt außerdem, daß der Fehler durch die verzerrte Bewertung des Lichtleiters etwa den Fehler, der durch das Apparatestreulicht entsteht, kompensiert.

Es sprechen noch weitere Punkte dafür, daß der Glaskörper keinen entscheidenden Einfluß zum Gesamtstreulicht beisteuert. Intraindividuell (d.h. am selben Auge) wurde mit Lichtleitern verschiedener Apertur (Abb. 19) gemessen; der Drehpunkt des Parallelstrahls wurde auf der optischen Achse nach oben und unten (± 4 mm) verschoben und der Lichtleiter wurde in den Glaskörper hineingerückt ($+ 6$ mm).

Die Variation all dieser Parameter hatte im Blendwinkelbereich $1^\circ \leq \theta \leq 20^\circ$ keinerlei Einfluß auf das Streulicht; erst bei größeren Verschiebungen oder Winkeln ergaben sich Abweichungen.

An dieser Stelle sei auch angeführt, daß das registrierte Streulicht im Blendwinkelbereich bis 20° proportional zum Durchmesser des Parallelstrahls war. Eine Umrechnung der Ergebnisse für andere Durchmesser (Pupillen) ist also gestattet.

3.4 Zur Statistik der Auswertung

Das Streulicht wurde mit einem XY-Schreiber als Funktion des Blendwinkels analog registriert. Aus der analogen Meßkurve wurden für zehn Blendwinkel θ (nämlich in quasilogarithmischer Abstufung $\theta = 1^\circ; 1,5^\circ; 2^\circ; 3^\circ; 4^\circ; 5^\circ; 7^\circ; 10^\circ; 15^\circ; 20^\circ$) die zugehörigen Streulichtmeßwerte entnommen, die dann einer statistischen Auswertung unterworfen wurden. Die Zahl von zehn Meßwerten stellt einen Kompromiß dar. Mehr Meßwerte vergrößern den Rechenaufwand ohne entsprechend mehr Genauigkeit zu bringen. Weniger Werte würden die zu treffenden Aussagen zu unsicher machen.

Sowohl die Blendwinkel als die zugehörigen Meßwerte wurden dann logarithmiert. Durch die so erhaltenen Punkte wurde rechnerisch eine Regressionsgerade gelegt. Die Steigung dieser Regressionsgeraden wird als Steigung der Streulichtgeraden bezeichnet. Wird die logarithmische Transformation rückgängig gemacht, so entspricht die Steigung der Regressionsgeraden dem Exponenten des Blendwinkels in dem Gesetz (Kapitel 1.3):

$$S_1 = a \cdot \theta^{-n}$$

Für die logarithmierten Punkte kann man den Korrelationskoeffizienten r berechnen*. Er stellt ein Maß für die Güte der Annäherung der Punkte durch eine Gerade dar. In der vorliegenden Arbeit ist $|r|$ fast immer größer als 0,98, d.h. es ist gerechtfertigt, im doppeltlogarithmischen Maßstab von einer Streulichtgeraden zu sprechen.

Will man zwei Regressionsgeraden untereinander vergleichen, so kann man das in Bezug auf ihre Steigung und ihre Lage tun. In beiden Fällen kann man sich ein Signifikanzniveau (in dieser Arbeit $\alpha = 0,05$) wählen, das angibt, mit welcher Wahrscheinlichkeit sich die

* siehe zu diesem Kapitel auch Lehrbücher der Statistik. z.B. SACHS (1968).

sich die Steigung bzw. die Lage der Geraden unterscheiden.

Für jede Regressionsgerade läßt sich ein Vertrauensbereich (Vertrauensband) berechnen. Innerhalb dieses Bereiches liegen mit der statistischen Sicherheit $(1-\alpha)100\%$ zukünftige Geraden. Als ein einfaches Kriterium kann gelten: liegt eine Regressionsgerade im Vertrauensbereich einer anderen, so unterscheiden sich die beiden Geraden nicht.

4 Streulichtmeßergebnisse und Diskussion

Die folgenden Erörterungen beziehen sich, soweit nicht ausdrücklich anderes vermerkt ist, auf den Blendwinkelbereich $1^{\circ} \leq \theta \leq 20^{\circ}$. Die Messungen wurden mit einem Parallelstrahl von 3 mm Durchmesser gemacht, der Augendruck der enukleierten Augen wurde bei 20 mmHg stabilisiert, Drehpunkt des Parallelstrahls war die Pupillenmitte, die nach Tabelle 2 mit hinreichender Genauigkeit mit dem Knotenpunkt übereinstimmt. Zur Registrierung wurde der Crofon-Lichtleiter ($d=250 \mu$) verwendet.

4.1 Einfluß des Augeninnendruckes

Ein normales Auge in vivo (sowohl Mensch als auch Rind, Katze, Schwein) besitzt einen Augeninnendruck von ca. 20 mmHg. Nach der Eukleation sinkt dieser Druck auf wenige mm Hg (≤ 5) ab.

Da nun nach MAURICE (1967) die Transmission und das Streuvermögen der Cornea theoretisch stark vom Druck abhängen, wurde der Einfluss dieses Parameters untersucht. Aus der Ophthalmologie ist bekannt, daß bei akuten Glaukomen, die mit einer sehr großen Druckerhöhung einhergehen, ebenfalls eine Trübung der Cornea auftreten kann. Quantitative Angaben fehlen allerdings.

Bei den Messungen konnte der Augeninnendruck durch die in den Glaskörper eingestochene Kanüle, über die physiologische Kochsalzlösung eingespritzt werden konnte, zwischen 0 und 50 mmHg variiert werden. Innerhalb dieses Bereiches hatten die Druckänderungen keine Auswirkung auf das Streulicht.

Ähnliches berichtet DEMOTT (1958), der den Druck in den Grenzen 0 bis 25 mmHg änderte. Im Hinblick auf die Transmission schreibt PITTS (1959), daß eine Erniedrigung des Drucks keine Transmissionsänderung zur

Folge hat.

Obschon also nach eigenen Messungen und nach der Literatur keine Auswirkungen einer Druckänderung auf das Streulicht zu erkennen sind, wurde der Druck für alle Fälle auf 20 mmHg gehalten.

4.2 Einfluss der Tränenflüssigkeit und einer Kontaktlinse

Beim natürlichen Sehvorgang wird die Cornea ständig von der Tränenflüssigkeit bedeckt und von ihr ja auch teilweise ernährt. Bei enukleierten Augen fällt diese Befeuchtung natürlich weg. Es mußte deshalb nach einem Ersatz gesucht werden, womit gleichzeitig die Frage verbunden wurde, welchen Einfluß die Tränenflüssigkeit auf Transmission und Streulicht ausübt.

Um ein Austrocknen der Cornea und eine damit verbundene Trübung bei den enukleierten Augen zu verhindern, wurde die Cornea unmittelbar nach der E nukleation mit Methocel^R beträufelt, eine isotonische, schwer verdunstbare Flüssigkeit, die gerade für solche Zwecke entwickelt worden ist. Das Methocel breitet sich über die Cornea in einer dünnen Schicht ($\leq 0,5$ mm) aus; die Reinttransmission von Methocel beträgt für eine Schichtdicke von 0,5 mm mehr als 99,5 % ($400 \text{ nm} \leq \lambda \leq 600 \text{ nm}$). Mit Methocel blieb die Cornea über mehrere Stunden klar.

In einem Versuch wurde die Cornea zunächst mit Methocel und dann mit physiologischer Kochsalzlösung beträufelt. Die physiologische Kochsalzlösung entspricht in ihren Eigenschaften weitgehend der eigentlichen Tränenflüssigkeit. Es ergab sich dabei keine Änderung des Streulichtverhaltens. Die physiologische Koch-

salzlösung konnte aber nicht ständig für die Versuche benutzt werden, da sie zu schnell abfloß bzw. verdunstete.

Schließlich wurden auch Kontaktlinsen (Mittendicke = 2 mm) aus Plexiglas, die den Gesamtbrechwert des Auges nicht veränderten, auf die Cornea gesetzt und das Streulichtverhalten gegenüber der nur mit Methocel beträufelten Cornea gemessen. Hierbei ergab sich eine Zunahme des Streulichts um ungefähr 10 bis 15%. Der Unterschied zwischen dem Streulicht ohne bzw. mit Kontaktlinse ist allerdings auf dem 95%-Niveau nicht signifikant, was gerade bedeutet, daß das Streulicht der Kontaktlinse (d.h. des Plexiglases) vernachlässigt werden kann.

4.3 Einfluß der Refraktion

Die enukleierten Augen wiesen im Durchschnitt eine Myopie von -1 dpt bis -2 dpt auf, wie mit dem Refraktometer festgestellt werden konnte. Es erscheint nicht sehr wahrscheinlich, daß die Ametropie auch bei den lebenden Tieren vorhanden gewesen ist. Vermutlich sind durch die Lagerung der Augen in der Halterung kleine Verformungen aufgetreten, die eine Myopie vortäuschen.

Es ist klar, daß bei den enukleierten Augen keine natürliche Refraktionsänderung (Akkommodation) veranlaßt werden konnte. Um einen Einfluß der Refraktion auf das Streulicht festzustellen, standen zwei Möglichkeiten zur Verfügung. Einerseits wurde das Streulicht verschiedener Augen mit unterschiedlicher Refraktion verglichen, andererseits wurde der 'Parallelstrahl' divergent oder konvergent gemacht, was eine Verschiebung des Fokussierungspunktes vor oder hinter die Retina zur Folge hat und damit in den Auswirkungen einer Ametropie entspricht. Die 'Refraktion' konnte so um $\pm 3,5$ dpt geändert werden.

In beiden Fällen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der Registrierung des Streulichts. Schätzt man die Verbreiterung des(unscharfen) Bildes der Lochblende auf der Retina bei einer Ametropie von 3,5 dpt ab, so zeigt sich, daß selbst bei dem Blendwinkel $\Theta = 1^\circ$ noch keine Beeinflussung des Streulichts vorhanden ist.

Ein starker Einfluß einer Refraktionsänderung war natürlich bei der Zentralintensität zu registrieren.

4.4 Rotationssymmetrie der Augen

Bei der Beschreibung der Meßapparatur wurde darauf hingewiesen, daß der Parallelstrahl symmetrisch zur optischen Achse des Auges nach links und rechts geschwenkt werden konnte. Im Hinblick auf die Blendung entspräche das dem Fall der nasalen oder temporalen Blendung. Zusätzlich konnte aber auch das Auge in der Halterung um alle Winkel bis 90° verdreht werden (Drehachse = optische Achse des Auges). Auf diese Weise konnte in jeder Schnittebene des Auges durch die optische Achse das Streulicht gemessen werden.

Dabei ergab sich, daß die Augen bezüglich ihres Streulichtverhaltens rotationssymmetrisch sind.

Psychophysische Messungen (MJASCEDCVA 1969), die festgestellt haben, daß keine Rotationssymmetrie der Blendung vorhanden ist, stehen nicht unbedingt in Widerspruch zu diesen Ergebnissen. Es ist nämlich die Unsymmetrie für den hier interessierenden Blendwinkelbereich $1^\circ \leq \Theta \leq 20^\circ$ kleiner als 10%. Erst bei größeren Winkeln wird durch Wimpernabschattung, Nasenbegrenzung usw. der Einfluß der Blendquellenlage von Bedeutung.

4.5 Winkelabhängigkeit des Streulichts

In den vorangehenden Kapiteln wurde festgestellt, daß das Streulicht gegenüber einer Reihe von Parameteränderungen relativ unempfindlich ist. Die Betrachtungen galten im allgemeinen unabhängig von einem bestimmten Blendwinkel. Nunmehr soll gerade die Winkelabhängigkeit untersucht werden.

In Abb. 23 sind die Meßergebnisse von drei Tierarten einschließlich des 95%-Vertrauensbandes aufgetragen. Die jeweilige Steigung der Geraden ist ersichtlich.

Man erkennt, daß die Steigungen der drei Geraden sehr ähnlich sind. Die Signifikanzprüfung auf dem 95%-Niveau ergibt keinen Unterschied.

Anders verhält es sich mit der absoluten Lage der Geraden. Während sich Rinder- und Katzenaugen praktisch nicht unterscheiden, ist eine deutliche (signifikante) Differenz zwischen den Schweine- und Rinderaugen feststellbar.

Es ist unklar, woher solch eine Differenz kommen könnte. Man kann höchstens vermuten, daß die bei Schweinen relativ stark ausgeprägte Nickhaut (die aber immer entfernt wurde) Auswirkungen hat. Auch ist die Tötungsart (elektrisch versus mechanisch) unterschiedlich. Jedoch können diese Faktoren nach Aussage von Veterinären eigentlich keine Auswirkungen hervorrufen.

Gemäß der Formel

$$S_1 = a \cdot \theta^{-n}$$

S_1 = Streulicht
 a = Prop.Faktor
 n = Exponent

ergibt sich für den Exponenten (Steigung der Geraden im doppeltlogarithmischen Maßstab) als Mittelwert:

$$n = 2,30 \pm 0,20$$

Dabei soll das $\pm 0,20$ nicht den mittleren Fehler angeben (er beträgt 0,12 bei 9 Messungen), sondern die Abweichung darstellen, bei der sich gerade noch kein signifikanter Unterschied (95%-Niveau) zwischen den

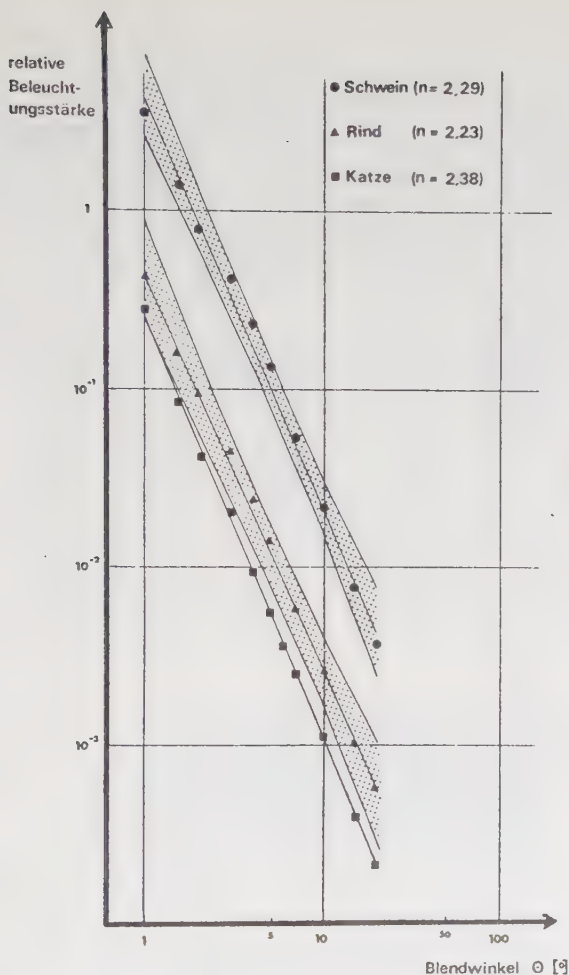


Abb.23: Die Winkelabhängigkeit des Streulichts für drei Tierarten. Auf der Ordinate ist die Beleuchtungsstärke auf der Retina relativ zur Hornhautbeleuchtungsstärke bei einem Pupillendurchmesser von 3 mm aufgetragen. Die Meßwerte für Rind und Schwein stellen jeweils Mittelwerte aus vier Messungen dar; bei der Katze handelt es sich um eine Einzelmessung. Die punktierten Bereiche stellen die Vertrauensbänder für die Regressionsgeraden auf dem 95%-Niveau dar; für die Katze ist das Vertrauensband weggelassen, da es sich mit dem des Rindes überschneiden würde, es ist so breit, wie das des Rindes. In Klammern die Steigungen der Regressionsgeraden.

Steigungen zweier Geraden ergibt (im Durchschnitt).

Während die Bildung eines Mittelwerts bei den Steigungen der Geraden dadurch gerechtfertigt ist, daß sie sich nicht signifikant unterscheiden, trifft das für den Proportionalitätsfaktor a nicht zu. Den zahlenmäßigen Wert dieses Faktors a kann man aus Tabelle 4 für den Blendwinkel $\theta = 1^\circ$ direkt entnehmen.

Blendwinkel θ	Schwein	Rind	Katze	Mensch siehe Kap. 6 !
1	3,53	0,44	0,29	5,80
1,5	1,42	0,16	0,085	2,65
2	0,81	0,095	0,041	1,50
3	0,43	0,044	0,020	0,55
4	0,24	0,024	0,0094	0,26
5	0,14	0,014	0,0054	0,16
7	0,056	0,0059	0,0025	0,071
10	0,022	0,0026	0,0011	0,033
15	0,0077	0,0010	0,00038	0,015
20	0,0036	0,00055	0,00020	0,0093

Tabelle 4: Die Streulichtmaßwerte für drei Tierarten bezogen auf die Beleuchtungsstärke in der Ebene der Cornea für einen scheinbaren Pupillendurchmesser von $p=3$ mm. Die Messungen wurden für jede Tierart gemittelt. Verwendet wurden nur junge Augen; gemessen wurde mit einem CROFON-Lichtleiter ($d=250 \mu$) bei weißem Licht.

In Abb. 24 sind die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit früheren Untersuchungen von RANKE (1954) und DEMOTT (1957) verglichen (siehe auch Abb. 5 hierzu). Die Werte von BOYNTON (1954) wurden dabei weggelassen, da sie sich praktisch nicht von denen DEMOTTS unterscheiden. Der Vergleich ist nur in Bezug auf die Steigungen der Geraden durchgeführt, da RANKE und DEMOTT die absolute Lage ihrer Messungen nicht bestimmt haben.

Es zeigt sich, daß die eigenen Messungen gerade im Bereich kleiner Winkel eine Ergänzung bringen. Darüberhinaus unterscheiden sich die Steigungen aller Geraden signifikant.

Die Anwendung dieser Ergebnisse auf psychophysische Messungen wird im Kapitel 5 diskutiert.

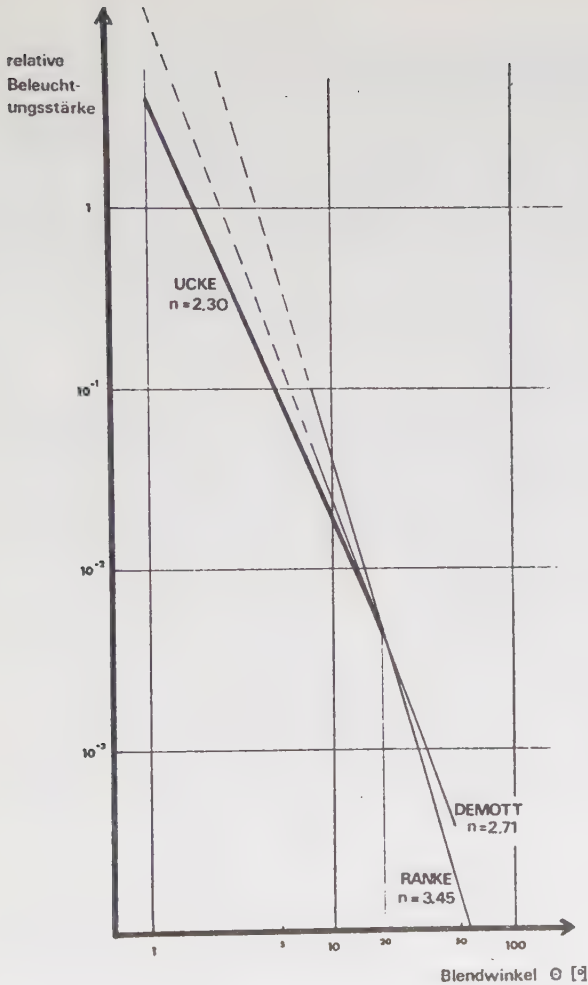


Abb.24: Vergleich der eigenen Messungen mit früheren Untersuchungen. Die dick ausgezogene Gerade besitzt als Steigung den Mittelwert der Steigungen der Geraden aus Abb. 23. Alle Geraden sind so normiert, daß sie beim Blendwinkel 20° durch denselben Punkt gehen; die relative Beleuchtungsstärke ist hier nicht auf die Hornhautbeleuchtungsstärke bezogen. Die Steigungen der Geraden stehen unter den entsprechenden Namen; unsichere Bereiche früherer Untersuchungen sind gestrichelt.

4.6 Wellenlängenabhängigkeit

Schon in den Abschnitten über die Ursachen des Streulichts wurde auch die Frage der Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts berührt. Nach theoretischen Ansätzen und experimentellen Ergebnissen von FEUK (1971) streut die Cornea proportional zu λ^{-5} . Über die Linse liegen keine entsprechenden Daten vor. Das Streulicht von Kammerwasser und Glaskörper vernachlässigen wir gegenüber Cornea und Linse.

Die Transmissionsmessungen an Cornea und Linse zeigen alle übereinstimmend einen starken Abfall zu kurzen Wellenlängen. Man könnte daraus den Schluß ziehen, daß das Gesamtstreulicht als Summe des Streulichts von Cornea und Linse bei kurzen Wellenlängen mehr gestreut wird. Diese Vermutung wurde schon oft geäußert (BOETTNER 1962, LEGRAND (1937) usw.).

Messungen zur Wellenlängenabhängigkeit des Gesamtstreulichts liegen bisher nur sehr wenige vor, die überdies unter verschiedenen Bedingungen gewonnen wurden. DEMOTT (1958) hat nur für den Blendwinkel $\theta = 5^\circ$ an Rinderaugen entsprechende Messungen durchgeführt. Seine Werte lassen praktisch keine Wellenlängenabhängigkeit erkennen.

Ebenfalls DEMOTT (1960) und auch BOETTNER (1962) haben die Wellenlängenabhängigkeit des über alle Blendwinkel ($0^\circ \leq \theta \leq 90^\circ$) integrierten Streulichts gemessen. Dabei handelt es sich im Grunde genommen um Transmissionsmessungen, bei denen die direkte Transmission mit der Gesamttransmission (integrierte Strahlung im Halbraum hinter den Medien) verglichen und deren Differenz als Streulicht genommen wurde.

Auch in diesem Fall ergab sich praktisch keine Wellenlängenabhängigkeit. Eine Streuung entsprechend einem λ^{-5} -Gesetz konnte jedenfalls nicht gefunden werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Wellenlängenabhängigkeit an insgesamt 8 Augen (davon ein Katarakt-auge, siehe Kap. 4.9) überprüft. Aus apparativen Gründen geschah dies nur für die Wellenlängen 402nm, 438 nm, 547nm und 589nm; immerhin erfaßt man damit schon einen großen Bereich. Für jede dieser Wellenlängen wurde die Winkelabhängigkeit (wieder bezogen auf den Strahlungsfluß in der Cornealebene) aufgenommen. Zeitlich wurden die Messungen in der Reihenfolge 402nm, 438nm ... 589nm 547nm.....402nm innerhalb von ca. 15 bis 20 min durchgeführt. Zwischen der ersten und letzten Messung ergab sich kein Unterschied, was zum anderen auf die Stabilität der Augenmedien nach dem Tode hinweist.

Da es aus methodischen Gründen nicht sinnvoll erscheint, alle gemachten Messungen zu mitteln und darzustellen (da dann Einzeleffekte verloren gehen), soll an Hand von zwei Ergebnissen die Wellenlängenabhängigkeit diskutiert und Tendenzen angedeutet werden.

Bei drei Augen (2 Schweinen, 1 Rind) ergab sich kein Unterschied beim Streulicht für die genannten Wellenlängen. In Abb. 25a sind die Meßwerte für ein 1,5 Jahre altes Schwein präsentiert. In der Abbildung wurde darauf verzichtet, die berechneten Geraden bzw. Vertrauensbänder einzuzuzeichnen. Die Steigungen der Geraden sind in Klammern angegeben; zwar unterscheiden sie sich etwas, aber eben nicht signifikant.

Bei drei weiteren Augen ergaben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Steigungen der berechneten Geraden. Bezüglich der absoluten Lage der Geraden zeigten sich allerdings signifikante Unterschiede zwischen den Wellenlängen 402nm, 438nm und 547 nm; 547nm und 589nm stimmten überein. Dabei ist die Tendenz festzustellen, daß bei kürzeren Wellenlängen weniger gestreut wird.

In Abb. 25b sind die Streulichtmeßergebnisse an einem 8 Jahre alten Rind dargestellt; die vorher besprochenen Messungen fanden an im Durchschnitt 1 bis 2 Jahre alten Tieren statt.

In diesem Fall unterscheidet sich die Steigung der Streulichtgeraden bei 402nm signifikant von allen anderen Geraden, die sich untereinander nicht unterscheiden. Für die absolute Lage der Geraden gilt hier in noch stärkerem Maße das oben Gesagte. Im Blauen wird am wenigsten gestreut. Man muß diese Aussage aber differenzierter gestalten: Bei kleinen Blendwinkeln wird das Blaue relativ zu größeren Wellenlängen weniger gestreut als bei größeren Blendwinkeln, was einfach aus der geringeren Steigung der Geraden für 402 nm folgt. Es darf aus energetischen Gründen vermutet werden, daß bei noch größeren Blendwinkeln das Blaue mehr als das Rote gestreut wird. Das konnte für den Fall des Kataraktauges direkt nachgewiesen werden (siehe Kap. 4.9).

Diese Hypothese kann auch erklären, warum bei den anfangs zitierten Messungen von BOETTNER (1962) und DEMOTT (1960) keine Wellenlängenabhängigkeit gefunden wurde, da ja in diesen Fällen das Streulicht über alle Blendwinkel (bis 90°) summiert erfaßt wurde.

Eine weitere Hypothese konnte mangels geeigneten Versuchsmaterials nicht näher überprüft werden, daß nämlich bei Augen von älteren Tieren (in Abb. 25b wurden nicht ohne Grund die Meßwerte eines 8 Jahre alten Rindes präsentiert) die Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts immer deutlicher in Richtung der Meßwerte in Abb. 25b in Erscheinung tritt, d.h. daß die Steigung der Geraden für kürzere Wellenlängen immer kleiner wird.

Die eben gemachten Betrachtungen gelten unter der Voraussetzung, daß das Streulicht auf die in der Cornea-

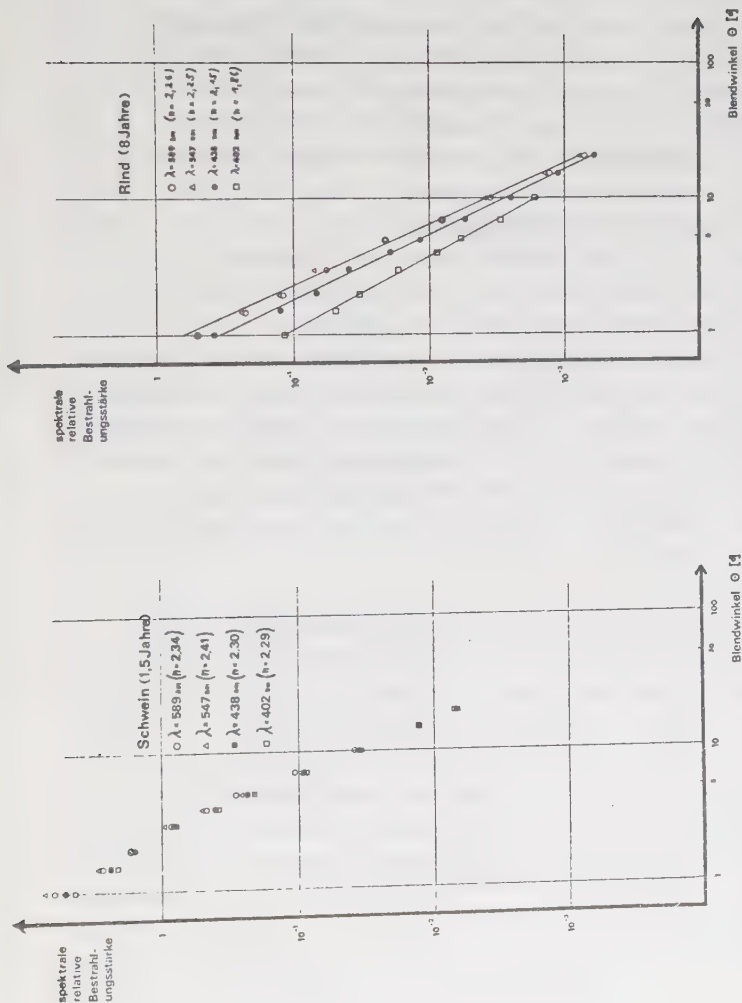


Abb. 25 a und b: Zur Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts. Aufgetragen ist die spektrale Bestrahlungsstärke relativ zur Hornhautbestrahlungsstärke bei einer Pupillenweite von 3 mm. In Klammern hinter den Wellenlängenangaben stehen die Steigungen der Regressionsgeraden durch die Meßwerte; die Geraden selbst wurden nicht in allen Fällen eingezeichnet, um die Übersichtlichkeit zu wahren. Ebenso fehlen aus dem gleichen Grund die Vertrauensbänder.

ebene herrschende Bestrahlungsstärke bezogen wird. Für Probleme der Blendung ist das die sinnvolle Betrachtungsweise. In Kapitel 4.9 werden wir jedoch das Streulicht auch unter anderen Aspekten diskutieren.

Man kann also feststellen, daß bei jungen Tieren keine bzw. nur eine geringe Abhängigkeit des Streulichts von der Wellenlänge besteht. Die Tendenz geht dahin, daß bei kürzeren Wellenlängen weniger gestreut wird als bei größeren Wellenlängen.

Nun ist aber auch die Transmission bei kürzeren Wellenlängen geringer. Das bedeutet im Falle der Blendung, daß es auf das jeweilige Verhältnis von gestreutem Licht zur Transmission ankommt.

Die in Abb. 25 dargestellten Ergebnisse der Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts beinhalten die Transmission (bzw. Absorption) der Augenmedien. Eine Korrektur der Streulichtmeßwerte durch Berücksichtigung der Transmission ändert jedoch nur sehr wenig; es ergibt sich unter keinen Umständen eine Streuung gemäß dem Rayleighschen Gesetz.

In einer besonderen Meßreihe wurde mit einem Trepan die Cornea der Augen entfernt, wobei gleichzeitig das Kammerwasser abfloß. Sodann wurde mit dem gleichen Meßverfahren die Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts der Linse (genauer Linse und Glaskörper) allein bestimmt.

Es ergab sich hierbei qualitativ das Gleiche wie beim Gesamtauge, d.h. daß keine bzw. nur eine geringe Abhängigkeit von der Wellenlänge vorhanden war.

4.7 Anteile der Medien am Streuprozeß

Aus den früher gemachten Erörterungen (Kap. 1) geht hervor, daß die einzelnen Medien - Cornea, Kammerwasser, Linse und Glaskörper - in unterschiedlicher Weise zum registrierten Streulicht beitragen. Über die Transmission dieser Medien lassen indirekt auch Rückschlüsse auf ihr Streuvermögen vornehmen. Mit der hohen Transmission von Kammerwasser und Glaskörper im Vergleich zu Cornea und Linse wurde begründet, daß die beiden ersteren Medien nur wenig zum Streulicht beitragen.

Für die Vorderkammerflüssigkeit wurde dies in einem Versuch direkt nachgeprüft. Es wurde während einer Streulichtmessung die Vorderkammerflüssigkeit gegen physiologische Kochsalzlösung (das eine noch höhere Transmission besitzt, siehe Tabelle 1) ausgetauscht. Es ergab sich kein Unterschied bei den vor und nach dem Austausch durchgeführten Messungen. Hieraus darf man schließen, daß der Anteil des Kammerwassers zum Gesamtstreulicht vernachlässigbar gegenüber den anderen Medien ist.

Leider ließ sich die gleiche Prozedur für den Glaskörper nicht anwenden, da er sich auf Grund seiner Zähigkeit nicht mit einer Kanüle aus dem Auge absaugen ließ.

In einem weiteren Versuch wurde das Streulicht an einem Auge gemessen, dem später die Linse herausgenommen wurde (Kataraktoperation). Man hätte auf diese Weise den Anteil der Linse am Streulichtprozeß herausbekommen können. Leider reichte aber sowohl die Meßgenauigkeit nicht aus, als auch eine mit der Operation verbundene Trübung der Cornea einen sinnvollen Vergleich mit dem ursprünglichen Zustand nicht zuließ.

4.8 Streulicht bei extrafovealer Registrierung

Die optische Achse der Augen konnte nur auf 3° bis 5° genau geschätzt werden. Es wurde deshalb auch in einer Versuchsreihe festgestellt, wie groß der Einfluß einer übersichtlichen Verkippung der optischen Achse auf die Registrierung des Streulichts ist. Aus Abb. 26 ist ersichtlich, wie die Messung prinzipiell angelegt ist.

Es zeigt sich, daß, je größer die Verkippung (die auch nur wieder geschätzt werden konnte), um so größer die Steigung der Streulichtgeraden und um so größer die Ordinatenwerte des Streulichts. Allerdings verursachen Verkippungen bis 5° weder eine signifikante Änderung der Steigung und der Lage der Streulichtgeraden.

Wir schließen daraus rückwärts, daß es tatsächlich nicht darauf ankommt, daß die optische Achse ganz genau gefunden und einjustiert wird.

Psychophysische Messungen zur Blendung bei extrafovealem Sehen zeigen im übrigen qualitativ das gleiche Ergebnis (HARTMANN, MOSER 1968).

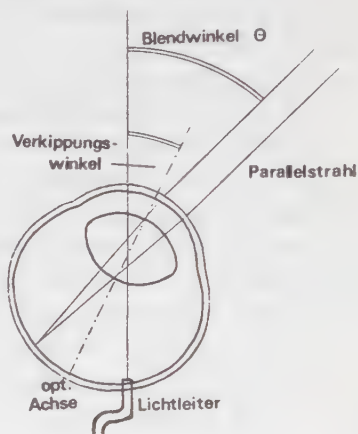


Abb. 26: Die extrafoveale Registrierung des Streulichts. Der Lichtleiter wurde gegen die optische verkippung eingestochen. Der Blendwinkel θ ist auf die Achse Lichtleiterende-Knotenpunkt des Auges bezogen.

4.9 Streulicht bei Katarakten

Durch Zufall war es möglich, Streulicht auch bei zwei Kataraktaugen zu bestimmen. Einmal handelte es sich um ein Auge eines 13-jährigen Dackels, das eine stark trübe Linse aufwies, das andere Mal besaß ein dreijähriges Schwein eine trübe Linse. Mit großer Wahrscheinlichkeit hatte der Dackel einen Altersstar, während beim Schwein eine Verletzung oder eine Krankheit die trübe Linse hervorgerufen hat.

Aus verschiedenen Gründen ist es interessant, das Streulicht bei Katarakten zu bestimmen. Einmal besteht ein fließender Übergang von klaren zu trüben Medien im Auge. Bei vielen Menschen nimmt mit fortschreitendem Alter die Trübung der Linse deutlich zu. Zum anderen manifestiert sich vermutlich eine Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts in trüben Medien noch deutlicher.

In Abb. 27 sind die Ergebnisse der Streulichtregistrierung mit dem 'weißen' Licht der Hg-Lampe - ausnahmsweise bis zu Blendwinkeln von $\Theta = 40^\circ$ - aufgetragen. Es wurde keine Gerade durch die Meßpunkte gelegt, da dies nicht angepaßt ist. Wichtig ist, daß das Streulicht relativ zu der Beleuchtungsstärke bei dem Winkel $\Theta = 0^\circ$ auf der Retina aufgetragen ist. Für Vergleichszwecke ist angedeutet, wo bei dieser Auftragsart die Streulichtgerade bei einem normalen, klaren Auge verläuft. Es ist daraus ersichtlich, daß das Kataraktauge zwei Zehnerpotenzen mehr Streulicht aufweist.

Aus den Kurven in Abb. 27 kann man sich überlegen, wie weit zwei punktförmige Objekte gleicher Leuchtdichte voneinander entfernt sein müssen (in Grad), damit sie noch als getrennt wahrgenommen werden können. Hierbei wird die von RANKE (1954) für kleine Blendwinkel hinreichend genau bewiesene Annahme gemacht, daß die registrierte Lichtverteilung auf der Retina gleich ist, je nachdem ob ich die Lichtquelle bewege

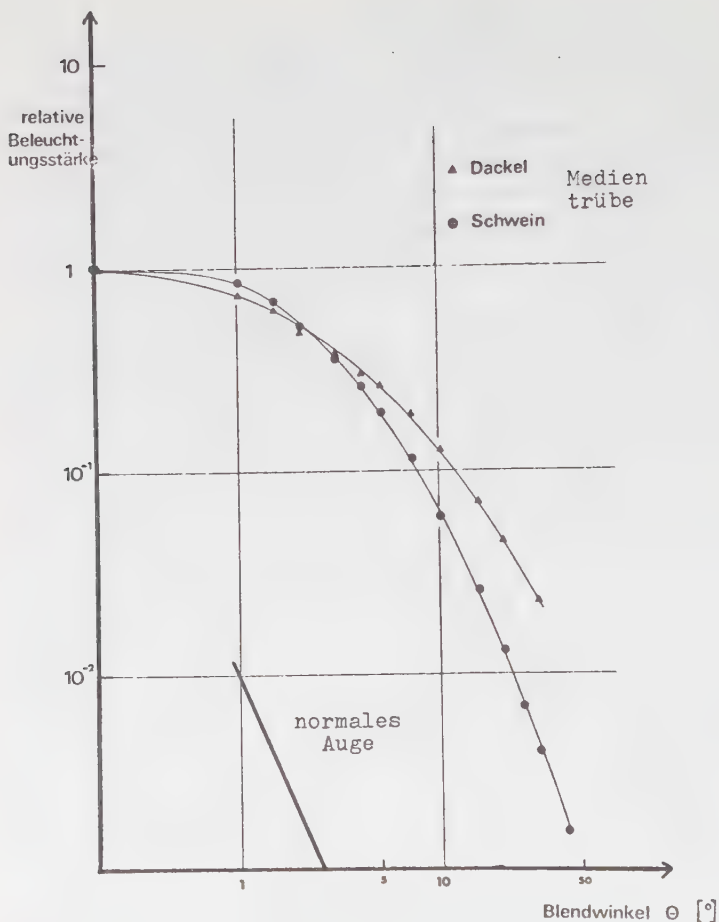


Abb.27: Streulichtverteilung bei zwei trüben Augen. Die Ordinate gibt bei dieser Abbildung die Beleuchtungsstärke relativ zu der mit dem Lichtleiter bei dem Winkel $\Theta = 0^\circ$ (Bild der Lochblende) registrierten Beleuchtungsstärke an; diese Darstellung ist pupillenunabhängig. Verwendet wurde 'weißes' Licht. Der Dackel (13 Jahre) hatte einen Altersstar; das Schwein eine trübe Linse (wahrscheinlich durch eine Verletzung). Eine Gerade ist diesen Meßwerten nicht angepaßt.

Eingetragen ist für die gleiche Darstellungsweise, wo die Streulichtgerade von klaren Augen verläuft.

und den Lichtleiter festhalte oder den Lichtleiter bei festgehaltener Lichtquelle bewege.

Nimmt man als Kriterium für die Auflösung zweier Lichtquellen eine 10%-tige Einsattelung bei der Summe beider Lichtverteilungen auf der Retina, so ergibt sich ein Winkel von ca. 3 bis 4° . Das ist ein gewaltiger Wert, verglichen mit dem Auflösungsvermögen eines normalen Auges, das im Minutenbereich liegt.

Man entnimmt der Abb. 27, daß trotz trüber Linse insgesamt eine ziemlich starke Vorwärtsstreuung stattfindet; bei einem Blendwinkel von etwa 10° ist die relative Beleuchtungsstärke immerhin schon auf ca. 1/10 abgesunken. Nun spielen hier aber Faktoren eine Rolle, die nicht näher zu präzisieren sind. Die Linsen der Augen erschienen zwar sehr trübe (ein Betrachten der Retina mit dem Ophthalmoskop war nicht mehr möglich), der Grad der Trübung ist damit aber nur unvollkommen beschrieben.

Von dem trüben Schweineauge wurde auch noch die Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts gemessen. In Abb. 28a und b zeigt sich ein deutlicher Einfluß der Wellenlänge. Die beiden Abbildungen unterscheiden sich durch die Art der Auftragungsweise: einmal ist die relative Bestrahlungsstärke im Verhältnis zu der in der Corneaebene herrschenden Bestrahlungsstärke aufgetragen, zum anderen die relative Bestrahlungsstärke im Verhältnis zu der Bestrahlungsstärke im Bild der Lochblende (d.h. bei $\theta = 0^{\circ}$) genommen.

Beide Darstellungen haben ihre Bedeutung. Abb. 28a läßt sich so deuten, daß im Falle der Blendung es vom Blendwinkel abhängt, ob bei kürzeren Wellenlängen mehr gestreut wird, als bei längeren. Bei einem Winkel von etwa 10° kehren sich die Verhältnisse gerade um. Eine ähnliche Tendenz wurde schon in Kap. 4.6 bei der Diskussion der Wellenlängenabhängigkeit aufgezeigt.

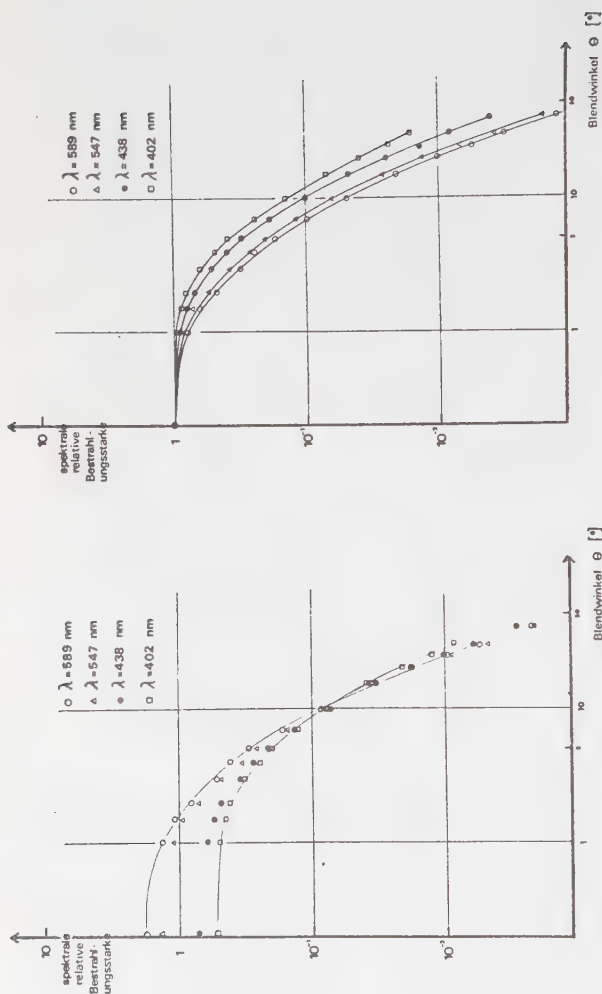


Abb. 28a und b: Die Wellenlängenabhängigkeit der Streulichtverteilung bei einem Schweineauge mit einer trüben Linse. In Abb. 28a ist die Bestrahlungsstärke relativ zur Hornhautbestrahlungsstärke (Pupillendurchmesser 3 mm), in Abb. 28b relativ zu der Bestrahlungsstärke im Bild der Lochblende (d.h. bei $\theta = 0^\circ$) aufgetragen. In Abb. 28a sind nur für zwei Wellenlängen Kurven durch die Meßpunkte gezeichnet, um die Übersichtlichkeit zu wahren.

Die Abb. 28b zeigt deutlich, daß das Auflösungsvermögen für zwei punktförmige Lichtquellen stark wellenlängenabhängig ist. Bei 402nm beträgt es ca. 7° ; bei 589nm ca. $3,5^{\circ}$. Als Kriterium wurde wie oben eine zehnprozentige Einsattelung bei der Summe der Lichtverteilungen genommen.

Das auf diese Weise errechnete Auflösungsvermögen stimmt gut mit den in der Literatur für fortgeschrittene Katarakte angegebenen Werten überein (GOLDMANN 1970).

5 Deutung der physiologischen Blendung

In diesem Kapitel soll untersucht werden, ob sich die physiologische Blendung, deren Grundbegriffe in Kap. 1.6 gebracht wurden, durch das in den enukleierten Tieraugen gemessene Streulicht deuten läßt. Dabei muß man sich bewußt sein, daß nur mit einer gewissen, wenn auch begründeten Wahrscheinlichkeit (siehe Kap. 1.5 und 2) von Tierversuchen auf den Menschen geschlossen werden kann.

Eine Erklärung der Schleierleuchtdichte durch das gemessene Streulicht soll auf zweierlei Weise erfolgen. Einmal sollen die Steigungen der Streulichtgeraden und der Schleierleuchtdichtegeraden miteinander verglichen werden. Wie schon erörtert, stellen die Steigungen aus einer Reihe von Meßwerten gewonnene Maßzahlen dar, die relativ unempfindlich gegen intra- und interindividuelle Einflüsse sind.

Zum anderen soll auch die absolute Lage der beiden Geraden (d.h. in Bezug auf die in der Corneaebene herrschende Beleuchtungsstärke) in die Untersuchung einbezogen werden, wobei hier relativ größere Fehlermöglichkeiten in Kauf genommen werden müssen.

Als Mittelwert der Steigungen der Streulichtgeraden ergab sich (Kap. 4.5): $n = 2,30 \pm 0,20$. Wie aus Kap. 1.6 ersichtlich ist, rechnet man bei psychophysischen Messungen mit einem Mittelwert von $n = 2,0$. Es ist nur schwer möglich, eine Schwankungsbreite für diesen Wert anzugeben, eine realistische Schätzung dürfte jedoch etwa $+0,4$ und $-0,2$ ergeben.

Die Übereinstimmung der Steigungen der Geraden beider Meßverfahren (physikalisch versus psychophysisch) ist leidlich gut. Wir deuten dies als erste Bestätigung dafür, daß Streulicht die Ursache für die Schleierleuchtdichte ist.

Zieht man die entsprechenden Werte für die Steigung der Streulichtgeraden von BOYNTON (1954), RANKE (1954) und DEMOTT (1958) heran, nämlich $n_{\text{BOYNTON}} = 2,79$, $n_{\text{RANKE}} = 3,45$ und $n_{\text{DEMOTT}} = 2,71$, so ist ersichtlich, daß diese Werte in einem geringeren Ausmaß dafür sprechen, daß die Schleierleuchtdichte mit Streulicht erklärt werden kann.

Als zweites berechnen wir aus der Formel für die Schleierleuchtdichte die auf der Retina herrschende Beleuchtungsstärke und vergleichen sie mit den Streulichtmeßergebnissen dieser Arbeit.

Wir nehmen dazu an, daß nur eine Beleuchtung auf der Retina (und keine Prozesse in der Retina) für die Schleierleuchtdichte L_s verantwortlich ist. Als Vorstellung denken wir uns eine Fläche außerhalb des Auges mit der Leuchtdichte L_s . Diese Leuchtdichte entspricht im Auge auf der Retina einer Beleuchtungsstärke, die sich nach Formel (1) (siehe Kap. 1.2) berechnet:

$$E_r = L_s \tau \frac{\pi}{4} \left(\frac{p \cdot n}{f} \right)^2$$

Mit $L_s = k \frac{E_H}{\theta^2}$ ergibt sich:

$$\frac{E_r}{E_H} = \frac{k \cdot \tau}{4 \cdot \theta^2} \left(\frac{p \cdot n}{f} \right)^2$$

Mit den Werten aus Tabelle 2 und den Annahmen $\tau = 0,6$ und $k = 10$ folgt:

$$\frac{E_r}{E_H} = 1,68 \cdot 10^{-2} \frac{p^2}{\theta^2} \quad \begin{array}{l} p \text{ in mm} \\ \theta \text{ in Grad} \end{array}$$

Für einen Pupillendurchmesser von $p = 3\text{mm}$ (das ist der Durchmesser des Parallelstrahls, mit dem das Streulicht bestimmt wurde) und unter Berücksichtigung daß $0,5 \leq \tau \leq 0,8$ und $5 \leq k \leq 30$ (grobe Annahmen) kann man schreiben:

$$\frac{E_F}{E_H} = (0,15 \begin{smallmatrix} +0,46 \\ -0,09 \end{smallmatrix}) \frac{1}{\Theta^2} \quad \Theta \text{ in Grad}$$

Das sich aus dieser Relation mit den oberen und unteren Grenzen ergebende 'Vertrauensband' ist in Abb. 29 gestrichelt eingezeichnet. Bei kleinen Blendwinkeln ändert sich der Exponent von Θ zu größeren Werten; dies ist ebenfalls in der Zeichnung angedeutet.

Außerdem sind in Abb. 29 die Ergebnisse der Streulichtmessungen an den drei Tierarten eingetragen (übernommen aus Abb. 23), wobei die Vertrauensbänder weggelassen wurden, um die Übersichtlichkeit zu wahren.

Die Übereinstimmung der gemessenen Streulichtwerte mit den aus der Rechnung für den Menschen gewonnenen Werten ist - abgesehen vom Schwein - passabel.

Berücksichtigt man die großen Fehlermöglichkeiten, die in den oben gemachten Rechnungen und Annahmen stecken, so verbietet sich eine Überstrapazierung des Vergleichs. Vorsichtig sei deshalb formuliert: Mit dem in den klaren Medien der Tieraugen entstehenden Streulicht läßt sich die Schleierleuchtdichte der physiologischen Blendung deuten.

Leider kann die Frage, inwieweit bei Winkeln unterhalb von 2° Streulicht bzw. andere Prozesse (z.B. Inhibition) für die Blendung eine Rolle spielen, mit den vorliegenden Messungen nicht entschieden werden.

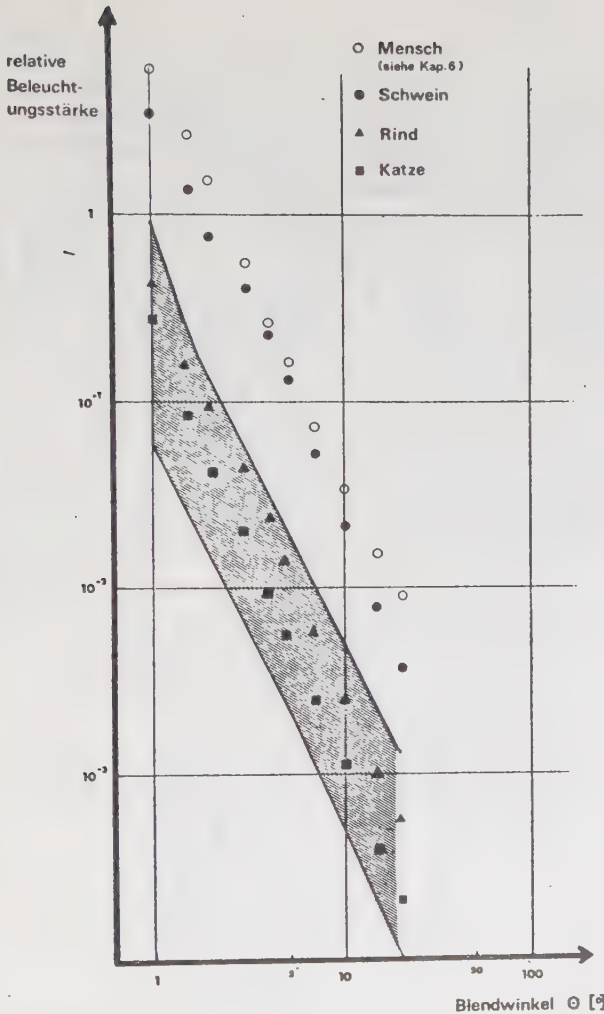


Abb. 29: Vergleich der an jungen enukleierten Tieraugen gemessenen Streulichtverteilungen mit den aus psychophysischen Messungen (schraffierter Bereich) errechneten, für den Menschen gültigen Beleuchtungsstärke. Die Beleuchtungsstärke bezieht sich auf die Hornhautbeleuchtungsstärke bei einer Pupillenweite von 3 mm. Die Meßwerte von Menschen stammen von einem 60 Jahre alten Mann (Näheres siehe Kap. 6).

6 Ergänzung

Dank der freundlichen Unterstützung der Augenklinik der Universität München war es schließlich noch möglich, an menschlichen Bulbi bzw. Linsen zu messen.

Die Resultate der Streulichtmessungen an dem enukleierten Bulbus eines 60 Jahre alten Mannes sind in Abb. 29 (für weißes Licht) und Abb. 30 a (Wellenlängenabhängigkeit) festgehalten. Aus Abb. 29 entnimmt man, daß im Vergleich mit den (jungen) Tieraugen das enukleierte menschliche Auge absolut am meisten Streulicht aufweist. Dies ist auch nicht verwunderlich, da es sich um das Auge eines älteren Menschen handelt, das bereits beim bloßen Betrachtungen erkennbare Trübungen aufwies. Immerhin unterscheiden sich die Meßwerte vom Schweineauge und vom menschlichen Auge kaum.

Die Steigung der Regressionsgeraden durch die Meßwerte beträgt $n = 2,22$; sie unterscheidet sich nicht signifikant von den Steigungen der Streulichtgeraden der Tieraugen. Die Steigung scheint allgemein eine Maßzahl darzustellen, die relativ konstant bleibt.

Man kann nun folgendermaßen argumentieren: Da sich die Steigung der Streulichtgeraden bei Tier- und Menschenaugen gleicht, gewinnt man mit der besten Messung an jungen Tieraugen eine Abschätzung des Streulichts nach unten. Es ist nicht anzunehmen, daß junge menschliche Augen noch weniger Streulicht aufweisen. Da die besten Streulichtmessungen innerhalb des Schwankungsbereichs der aus physiologischen Blendmessungen (die im allgemeinen an jungen Versuchspersonen gemacht wurden) errechneten Streulichtverteilung liegen (siehe Abb. 29), kann damit die physiologische Blendung durch Streulicht als erklärt gelten.

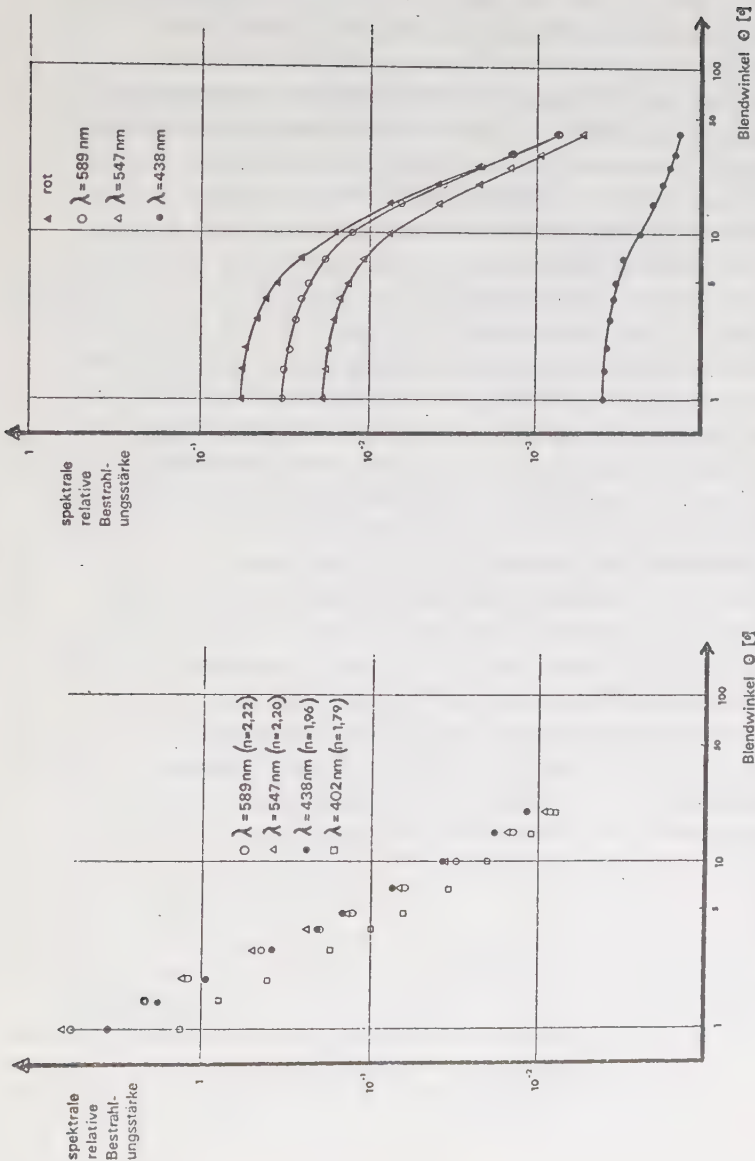


Abb. 30 a und b: Die Wellenlängenabhängigkeit des Streulichts bei einem enukleierten menschlichen Auge eines 60 Jahre alten Mannes und einer isolierten Kataraktlinse mit deutlicher Gelbfärbung, die einem 70 Jahre alten Mann entfernt wurde. Die spektrale Bestrahlungsstärke bezieht sich auf die Bestrahlungsstärke in der Cornea bei einer Pupillenweite von 3 mm. In Abb. 30a wurde der Übersichtlichkeit halber darauf verzichtet, Geraden durch die Meßwerte zu zeichnen; die Steigungen der entsprechenden Regressionsgeraden stehen in Klammern hinter der jeweiligen Wellenlänge.

Betrachtet man weiter die Wellenlängenabhängigkeit des am menschlichen Auge gemessenen Streulichts (Abb. 30 a), die derjenigen am (älteren) Tierauge (Abb. 25 b) sehr gut gleicht, so ist die ausführlich begründete Möglichkeit der Übertragbarkeit von an Tieraugen gemessenen Werten auf den Menschen (Kap. 2) damit nachträglich gerechtfertigt. Auch die Tendenz der immer geringer werdenden Steigung der Streulichtgeraden zu kurzen Wellenlängen hin ist bestätigt.

Ähnliches gilt für die Messung an isolierten Kataraktlinsen (Abb. 30 b). Damit ist gemeint, daß die extrahierte Kataraktlinse (von einem 70 Jahre alten Patienten; starke Trübung mit Gelbfärbung) so in eine Halterung eingebracht wurde, daß sich der Drehpunkt des Parallelstrahls im Zentrum der Linse befand und der registrierende Lichtleiter etwa im Brennpunkt der Linse in der optischen Achse feststand.

Ausnahmsweise wurde zusätzlich mit einem breitbandigen Rotfilter gemessen. Die erhaltene Streulichtverteilung gleicht weitgehend derjenigen an trüben Tieraugen gewonnen Verteilung. Eine Ausnahme bilden die kurzen Wellenlängen 438 nm und 402 nm. Aufgrund der Gelbfärbung der Linse liegt die Streulichtverteilung für 438 nm weit unterhalb der anderen Werte; diejenige für 402 nm war nicht mehr zu registrieren, da die Transmission zu kurzen Wellenlängen stark absank.

7 Zusammenfassung

In enukleierten Tier- und Menschaugen wurde das Streulicht in den Augenmedien vor der Retina (Cornea, Kammerwasser, Linse, Glaskörper) in Abhängigkeit vom Blendwinkel ($1^\circ \leq \theta \leq 20^\circ$) und weiteren Parametern gemessen. Das Streulicht erweist sich als weitgehend unabhängig vom Augeninnendruck, Refraktion und Benetzung der Cornea (Tränenflüssigkeit). Die Wellenlängenabhängigkeit insbesondere bei der Messung an Kataraktaugen bzw. -linsen ergibt die Notwendigkeit, zwischen verschiedenen Sehaufgaben genau zu differenzieren. Für die Blendung ist es sinnvoll, das Streulicht auf den einfallenden Strahlungsfluß zu beziehen (bei kleinen Winkeln streut blaues Licht am geringsten); für die Auflösung benachbarter Objekte (Lichtquellen) ist der Bezug zur Bestrahlungsstärke im Bild der Lichtquellen angepaßt (blaues Licht wird am stärksten gestreut).

Das aus den Messungen ermittelte Auflösungsvermögen ($\sim 7^\circ$) für Katarakte stimmt gut mit entsprechenden Literaturwerten überein.

Mit den Ergebnissen der Streulichtmessungen läßt sich die physiologische Blendung hinreichend genau deuten.

Eine Abschätzung zeigt, daß im Blendwinkelbereich $1^\circ \leq \theta \leq 20^\circ$ alle anderen Faktoren, die einen Beitrag zum Streulicht liefern könnten, gegenüber dem in den transparenten Augenmedien vor der Retina entstehenden Streulicht zu vernachlässigen sind.

Ausführlich wird auf die Problematik der Messung an enukleierten Tieraugen und der Übertragbarkeit der Resultate auf den Menschen eingegangen. Es zeigt sich, daß bei der in der vorliegenden Arbeit behandelten Thematik eine Extrapolation gerechtfertigt ist.

Die Ergebnisse gelten für inkohärentes Licht.

8 Literatur

- ALPERN, M.
THOMPSON, S.
LEE, M. S. Spectral Transmittance of Visible Light by the Living Human Eye
J.O.S.A. 52 (1965), 723 - 727
- BOETTNER, E. A.
WOLTER, J. R. Transmission of the Ocular Media
Invest. Ophthalm. 1 (1962), 776-783
- BISHOP, P. O.
et al. Visual Optics in the Cat
Vis. Res. 3 (1963), 289 - 314
- BORN, M.
WOLF, E. Principles of Optics
Pergamon Press, London (1970)
- BOYNTON, R. M.
CLARKE, F. J. J. Sources of Entoptic Scatter in the Human Eye
J.O.S.A. 52 (1962), 1326
- " Sources of Entoptic Scatter in the Human Eye
J.O.S.A. 54 (1964), 110 - 119
- " Comparision of Entoptic Scatter in Human and Steer Eyes: A Correction
J.O.S.A. 54 (1964), 1170
- BOYNTON, R. M.
ENOCH, J. M.
BUSH, W. R. Physical Measures of Stray Light in Excised Eyes
J.O.S.A. 44 (1954), 879 - 886
- BRINDLEY, G. S.
WILLMER, E. N. The reflexion of light from the macular and peripheral fundus oculi in man
J. Physiol. 116 (1952), 350
- DAVSON, H. The Eye
Vol. 4, New York (1962)
- DEMOTT, D. W.
BOYNTON, R. M. Retinal Distribution of Entoptic Stray Light
J.O.S.A. 48 (1958), 13 - 22
- " Sources of Entoptic Stray Light
J.O.S.A. 48 (1958), 120 - 125
- DEMOTT, D. W.
DAVIS, T. P. Entoptic Scatter as a Function of Wavelength
J.O.S.A. 50 (1960), 495 - 496
- DIN 5031 Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik
Fachnormenausschuß Lichttechnik 1968
- ELLENBERGER, W.
BAUM, H. Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere
Springer Verlag, Berlin 1943

- FEUK, T. The Wavelength Dependence of Scattered Light Intensity in Rabbit Corneas
IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering
Vol BME-18, No.2, March 1971, 92 - 96
- FRY, G.A. A Re-Evaluation of the Scattering Theory of Glare
Ill. Engineering, Vol.XLIX, No.2 (1954), 98 - 102
- " Distribution of Focused and Straylight on the Retina Produced by a Point Source
J.O.S.A. 55 (1965), 333 - 335
- GEERAETS, W.J. et al. The Loss of Light Energy in Retina and Choroid
Arch.Ophth. 64 (1960), 606 - 615
- GOLDMANN, H. Retinale Sehschärfenbestimmung bei Katarakt
Ophthalmologica 161 (1970), 175 - 179
- LOTMAR, W. Light Scattering in the Cornea
J.O.S.A. 52 (1969), 776 - 784
- HART, R.W.
FARRELL, R.A.
- HARTMANN, E. Untersuchungen zur physiologischen Blendung
Dissertation, München 1961
- HARTMANN, E. Das Gesetz der physiologischen Blendung bei sehr kleinen Blendwinkeln
MOSER, E.A. Lichttechnik 20 (1968), 67A - 69A
- HELMHOLTZ, H. Über Herrn Brewsters Analyse des Sonnenlichts
Poggendorfsche Annalen LXXXVI (1852), 509
- HOLLADAY, L. The Fundamentals of Glare and Visibility
J.O.S.A. 12 (1926), 271 - 319
- " Action of a Light Source in the Field of View in Lowering Visibility
J.O.S.A. 14 (1927), 1 - 15
- KINSEY, V.E. Spectral Transmission of the Eye to Ultraviolet Radiation
Arch. Ophthal. 39 (1948), 508 - 513
- KÖNIG, H. Die Blendwirkung monochromatischen Lichtes auf das menschliche Auge
Vis.Res. 10 (1970), 875 - 886
- LEGRAND, Y. Recherches sur la diffusion de la lumière dans l'oeil humain
Rev.d'opt. 16 (1937), 201-214, 241-266
- MARTIN, S. Glare characteristics of lenses and optical instruments in the visible region
Optica Acta Vol.19, No.6 (1972), 499-513
- MAURICE, D.M. La transparence cornéenne
Bull.Mém.Soc.franc.Ophthal. 80 (1967), 152

- MELLERIO, J. Light Absorption and Scatter in the Human Lens
Vis.Res. 11 (1971), 129 - 141
- MELLERIO, J. Entoptic Halos and Glare
PALMER, D.A. Vis.Res. 12 (1972), 141 - 143
- MJASOEDOVA, E.I. Untersuchung der Abhängigkeit der Blendwirkung einer Punktlichtquelle von ihrer Lage im Gesichtsfeld
Svetotechnika 15 (1969), 18 - 21
- PITTS, D.G. Transmission of the visible Spectrum through the ocular media of the bovine eye
Am.J.Optomety 36 (1959), 289 - 298
- POKROWSKI, G.I. Über die Lichtzerstreuung im Auge
Zeitschrift f. Physik 35 (1926), 776-782
- PRINCE, J.H. et al. Anatomy and Histology of the Eye and Orbit in Domestic Animals
Springfield, Illinois, 1960, Ohio State Uni.
- RANKE, G. Objektive Messung der Lichtzerstreuung in den Augenmedien von Tieraugen
Arbeitsphysiologie 15 (1954), 427 - 447
- SACHS, L. Statistische Auswertungsmethoden
Springer Verlag, Berlin, 1968
- SCHOBER, H. Das Sehen, Bd. 1 und 2
VEB Fachbuchverlag Leipzig, 1960 u. 1964
- SCHOBER, H. Sonnenschutzgläser, ihre physikalischen Eigenschaften und ihre Bedeutung für das Sehen.
Augenspiegel 1 (1955), 14 - 18
- SMITH, J.W. The Transparency of the Corneal Stroma
Vis.Res. 2 (1969), 393 - 396
- STILES, W.S. The effect of a glaring lightsource on extrafoveal vision
CRAWFORD, B.H. Proc.Royal Soc. 122B (1937), 225
- THIELE, H. Zur Struktur der Augenlinse
WOLLMER, A. Kl.Mon.Bl.f.Augenhlkd. 146 (1965), 900-920
- UCKE, C. Der Einfluß der Blendquellengröße auf die Detailwahrnehmung
Diplomarbeit, München 1968
- VOS, J.J. On mechanisma of glare
Thesis, Institute for Perception RVO-TNO, Soesterberg, 1962
- VOS, J.J. Contribution of the Cornea to Entoptic Scatter
BOOGAARD, J. J.O.S.A. 53 (1963), 869 - 873
- WÄSSLE, H. Untersuchungen zur Physiologie der Sehschärfe
Dissertation, München 1971

LEBENS LAUF

=====

Am 27. Februar 1942 wurde ich in Litzmannstadt (Warthegau) geboren. Mein Vater und meine Mutter stammen aus dem Baltikum; mein Vater hatte in Litzmannstadt eine Augenarztpraxis. 1945 flüchtete die Familie über Berlin, Hamburg, Bucholz/Aller nach Rotenburg bei Hannover, wo sich mein Vater wieder niederließ.

In Rotenburg besuchte ich von 1948 bis 1961 die Volks-, Mittel- und Oberschule. An dem dortigen Ratsgymnasium (neusprachlicher Zweig) legte ich 1961 die Reifeprüfung ab.

Im SS 1961 fing ich in Göttingen an, Physik zu studieren. 1964 machte ich dort Vordiplom und ging anschließend nach München weiterstudieren.

In München machte ich meine Diplomarbeit ('Blendung bei kleinen Winkeln') im Institut für medizinische Optik. 1968 legte ich die Hauptdiplomprüfung ab. Anschließend begann ich mit meiner Promotionsarbeit. Während dieser Zeit war ich Tutor in dem Studentenwohnheim in Freimann; zwei Jahre Vertreter der wissenschaftlichen Mitarbeiter in der naturwissenschaftlichen Fakultät.

Eine Tätigkeit im physikalischen Praktikum für Mediziner benutzte ich dazu, einen Versuch und eine programmierte Unterweisung zu entwickeln, die den heutigen didaktischen Erfordernissen Rechnung trug. Nebenbei beschäftigte ich mich mit Pädagogik und Psychologie.



